



**UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE**

Faculté des sciences de l'activité physique

Sonde télémétrique CorTemp<sup>TM</sup> : Évaluation de sa capacité de réutilisation pendant une période de 50 heures en bain-marie.

Par

Timothée Pancrate B.Sc. Entraînement sportif

Mémoire de maîtrise présenté à la Faculté des sciences de l'activité physique

En vue de l'obtention du grade de

Maître des sciences (M.Sc.)

Maîtrise en sciences de l'activité physique

Octobre 2020

© Timothée Pancrate, 2020

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE  
Faculté des sciences de l'activité physique

Sonde télémétrique CorTemp™ : Évaluation de sa capacité de réutilisation pendant une période de 50 heures en bain-marie.

Timothée Pancrate B.Sc. Entraînement sportif

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Directeur de recherche:

Éric Goulet, Ph.D.

Membre interne :

Félix Berrigan, Ph.D.

Membre externe :

Sébastien Moussay, Ph.D.

Président du jury :

Félix Berrigan, Ph.D.

Mémoire accepté le 08/10/2020

## SOMMAIRE

La validité de l'utilisation de la sonde téléométrique CorTemp<sup>MC</sup> au niveau rectal a précédemment été démontrée (Gosselin et al., 2019). L'utilisation de la sonde téléométrique au niveau rectal contre, en effet, différentes problématiques rencontrées lors de son utilisation par voie orale pour la mesure de la température gastro-intestinale. La réutilisation devient possible lorsqu'elle est insérée sous forme de suppositoire grâce à un montage spécifique dans un condom relié à une soie dentaire afin d'en faciliter son extraction. En revanche, la validité ainsi que la fidélité des mesures de la sonde à travers les multiples utilisations restent à être démontrées.

Aucune étude à ce jour n'a tenté de réutiliser des sondes téléométriques afin d'en observer la validité, la fidélité, mais aussi la résistance à de multiples expositions à une solution désinfectante. L'objectif de ce mémoire est alors de déterminer si ces sondes téléométriques dans un protocole d'immersion en bain-marie sont capables de fournir des mesures de température valides lors de réutilisations et désinfections multiples pour un total de 50 heures de transmission de données.

Trois sondes téléométriques CorTemp<sup>MC</sup> ont été comparées à une sonde rectale câblée conventionnelle YSI 401 (Yellow Springs Instrument, USA) à l'intérieur d'un bain-marie à eau circulante (variations de 36.6 à 39.3 °C). Chacune des 3 sondes téléométriques a effectué 20 immersions dissociées en 6 protocoles d'une durée variant entre 1 h et 5 h découpés comme ceci : 6 · 1 h, 5 · 2 h, 4 · 3 h, 3 · 4 h et 2 · 5 h. Afin de reproduire un protocole pouvant s'effectuer chez l'humain, les sondes étaient éteintes puis désinfectées à la suite de chaque protocole d'immersion.

Le seuil considérant une différence acceptable entre la sonde téléométrique et la sonde rectale câblée a été fixé à  $\leq \pm 0.27$  °C. Durant l'entièreté du protocole de 50 h, aucune sonde n'a montré de signe de détérioration face à la solution désinfectante. La validité relative des sondes CorTemp<sup>MC</sup> a été démontrée grâce au coefficient de détermination (0.98-0.99) très important entre les deux types de sondes. Quant à la validité absolue, toutes nos sondes téléométriques ont montré des coefficients de variation  $< \pm 0.20\%$ , des biais moyens ainsi que des erreurs de l'estimé (TEE)  $\leq \pm 0.27$  °C. La fidélité des sondes téléométriques fut observée grâce à la comparaison entre la première et la dernière

immersion où les sondes télémétriques ont obtenu un excellent coefficient de détermination (0.97-0.99).

Pour conclure, il s'agit de la première étude montrant que la réutilisation de sondes télémétriques CorTemp<sup>MC</sup> permet d'obtenir des températures valides et fidèles en accord avec la sonde rectale câblée, pour un total d'au moins 50 heures de transmission de données sans que les sondes ne soient impactées par les multiples désinfections de haut niveau.

# TABLES DES MATIÈRES

<b>SOMMAIRE .....</b>	<b>3</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX ET GRAPHIQUES .....</b>	<b>7</b>
<b>REMERCIEMENTS .....</b>	<b>8</b>
<b>1. PROBLÉMATIQUE .....</b>	<b>9</b>
1.1. Introduction.....	9
1.2. Techniques de mesure de la température corporelle pendant l'exercice .....	11
1.3. Avantages de l'utilisation d'une sonde téléométrique au niveau du rectum ....	12
1.4. Montage pour une réutilisation de la sonde rectale .....	17
1.5. Étude pilote démontrant la capacité de réutilisation de la sonde téléométrique de façon répétée .....	18
1.6. Sondes HQ CorTemp <sup>MC</sup> .....	19
1.6.1 Fiche technique de la sonde .....	19
1.6.2 Récepteur .....	20
1.6.3 Fonctionnement de la sonde téléométrique.....	20
1.6.4 Durée de la batterie .....	20
1.6.5 Distance de transmission du signal .....	21
1.6.6 Interférence électromagnétique.....	21
1.6.7 Précision et calibration.....	21
1.6.8 Coût de la sonde.....	22
1.7. Énoncé du problème et but de l'étude .....	22
1.8. Hypothèses de recherche .....	22
1.9. Retombées de l'étude .....	22
<b>2. MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS.....</b>	<b>23</b>
2.1. Abstract.....	25
2.2. Introduction.....	26
2.3. Methods .....	28
2.4. Results.....	32
2.5. Discussion.....	33

2.6. Conclusion .....	37
2.7. References.....	39
2.8. Tables.....	41
2.9. Figure legends.....	43
2.9.1. Figures .....	44
<b>3. DISCUSSION.....</b>	<b>48</b>
<b>4. CONCLUSION .....</b>	<b>49</b>
<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>51</b>
<b>ANNEXE A : Montage d'une sonde télémétrique sous forme de suppositoire .....</b>	<b>60</b>
<b>ANNEXE B : Connecteur en silicone.....</b>	<b>63</b>
<b>ANNEXE C : Autorisation d'intégrer un article dans un mémoire .....</b>	<b>64</b>

# LISTE DES TABLEAUX ET GRAPHIQUES

## **Tableaux**

Tableau 1 : Erreurs-types d'estimation, coefficients de variation, limites d'agrément à 95 % et biais estimés pour des températures de l'eau de 37,5, 38, 38,5, 39 et 39,5 °C pour les 3 sondes télémétriques pendant 50 h de réutilisation.

Tableau 2 : Erreurs-types d'estimation, coefficients de variation, limites d'agrément à 95 % et biais estimés pour des températures de l'eau de 37,5, 38, 38,5, 39 et 39,5 °C pour les 3 sondes télémétriques lors de la première et la dernière immersion.

## **Graphiques**

Graphique 1 : Courbe de variation de la température observée pour l'ensemble des immersions à travers le temps pour chacun des protocoles de 1 (A), 2 (B), 3 (C), 4 (D) et 5 heures (E).

Graphique 2 : Corrélation de Pearson et analyses de régression entre la sonde rectale câblée et les sondes télémétriques 1 (A), 2 (B) et 3 (C) à travers les 50 h de réutilisation. Biais moyen et limites d'agrément à 95 % entre la sonde rectale câblée et les sondes télémétriques 1 (D), 2 (E), 3 (F) au cours des 50 h d'utilisation. Les lignes pleines représentent les biais moyens tandis que les lignes pointillées représentent l'erreur d'estimation du biais moyen.

Graphique 3 : Relation entre le temps d'utilisation et les biais observés entre la sonde rectale câblée et les sondes télémétriques 1 (A), 2 (B), 3 (C) au cours des 50 h d'utilisation.

Graphique 4 : Biais moyen et limites d'agrément à 95 % entre les températures mesurées par la sonde rectale câblée et les sondes télémétriques 1 (A-B), 2 (C-D) et 3 (E-F) lors de la première et la dernière immersion.



## **REMERCIEMENTS**

Je tiens ici à remercier l'ensemble des personnes m'ayant permis d'arriver à l'apogée personnel de mon cursus universitaire.

Merci à l'ensemble des professeurs que j'ai pu côtoyer durant ma Licence STAPS en France m'ayant transmis ; savoir, passion ainsi qu'ambition pour réaliser mes projets.

Merci à mon Directeur de recherche Éric Goulet sans qui la continuité de mes études au Canada n'aurait pas pu avoir lieu, merci pour sa patience, son temps ainsi que son abnégation à travers ces années.

Merci à tous mes collègues de Maîtrise et Doctorat pour leurs soutiens mental ainsi que leur immense partage d'expérience.

Et enfin merci à mes Parents ainsi qu'à mon frère pour leurs soutiens incommensurables même à l'autre bout de la planète.

« Rien n'est facile, mais tout est possible. »

# 1. PROBLÉMATIQUE

## 1.1. Introduction

L'intérêt pour l'étude de la température corporelle existe depuis fort longtemps (Wyndham, 1965); en effet, les chercheurs s'y intéressent depuis le 18<sup>e</sup> siècle (Moran et Mendal, 2002) en la mesurant à l'aide de différents instruments et dans diverses régions de l'organisme. Les premières études s'intéressant à la température corporelle en lien avec l'exercice, quant à elles, remontent à 1955 où les chercheurs tentaient de démontrer une relation entre la régulation de la ventilation et la température corporelle (Cotes, 1955).

Il est important de comprendre la modulation de la mesure de la température corporelle pendant l'exercice; en effet, elle peut nous aider à prévenir les risques et les complications engendrés par une importante variation de la température interne (Armstrong et al., 2007). Ce sont les pertes de chaleur sèches et humides qui permettent de maintenir la température corporelle à des valeurs physiologiquement acceptables (Knochel et Reed, 1994).

La régulation de la température corporelle est un processus homéostatique mettant à contribution des récepteurs périphériques (peau et organes) et centraux (Marriott, 1993; Hardy, 1961). L'ensemble des informations reçues sont intégrées par l'hypothalamus qui produit ensuite des réponses permettant de diriger la chaleur du corps vers la peau via la circulation sanguine (Marriott, 1993; Hardy, 1961). Cela entraîne de ce fait une perte de chaleur par les mécanismes de radiation, convection (pertes sèches) et évaporation (pertes humides) dans des proportions qui peuvent varier tout dépendant de la température extérieure, des niveaux d'humidité, de la vitesse du vent ou encore des vêtements portés (Marriott, 1993; Gaudio et Grissom, 2016). L'hypothalamus reçoit aussi des signaux nerveux provenant des osmo- et barorécepteurs (Gleeson, 1998). Ainsi, les changements d'osmolarité et de volume plasmatique affectent la transpiration et la vasodilatation cutanée et par conséquent les mécanismes de dissipation de chaleur (Gleeson, 1998; Nadel et al., 1979). L'augmentation de l'activité musculaire lors de l'exercice entraîne l'élévation de la température corporelle, contribuant ainsi à augmenter la vitesse des réactions métaboliques impliquées dans la production d'énergie afin de maintenir la production de force musculaire (Gonzalez et al., 1978; Hawley et al., 2014; Sawka et al., 1993). Pour chaque litre d'oxygène consommé durant l'exercice, 20 kJ d'énergie sont libérés du processus de catabolisme oxydatif des glucides et lipides. De ces 20 kJ, environ

16 kJ sont perdus sous forme de chaleur pour seulement 4 kJ utilisés pour effectuer un travail mécanique (Gleeson, 1998).

Des facteurs comme la déshydratation peuvent avoir un impact sur la thermorégulation pendant l'exercice. En effet, en réduisant la capacité de transpiration elle contribue à augmenter la température corporelle (Gleeson, 1998; Sawka et al., 2001). De plus, le volume d'éjection systolique est réduit de 7-8% lorsque la température corporelle dépasse 39 °C et décline de 20% lorsqu' associée à la déshydratation (José et al., 1997). L'élévation de la température centrale induite par la déshydratation aura une incidence sur la réduction des performances d'endurance en augmentant les contraintes cardiovasculaires via une augmentation du flux sanguin cutané et une diminution de la compliance vasculaire (Cheuvront et al., 2003). De plus, lorsque la température corporelle atteint 40 °C, Nybo et Nielsen (2001), ont observé une réduction de la capacité des muscles à générer de la force dû à une augmentation de la fatigue centrale.

L'hyperthermie causée par une activité physique intense dans des conditions climatiques propices (température et humidité élevées) (Bouchama et Knochel, 2002) peut occasionner un stress important sur l'organisme et créer des altérations pouvant s'avérer très graves, toutes dépendantes de la magnitude et de la durée des dérèglements de la température corporelle (Casa et al., 2007b; Demartini et al., 2015). Ultimement, une altération majeure du contrôle de la thermorégulation pendant l'exercice peut entraîner le coup de chaleur, défini comme une température rectale atteignant au moins 40.5 °C associée à des défaillances au niveau du système nerveux central induisant des phases d'hallucinations, de convulsions ou encore une perte de connaissance (Bouchama et Knochel, 2002; Knochel et Reed, 1994). Il peut se déclarer pendant ou juste après un effort soutenu et être rapidement aggravé par des défaillances au niveau de multiples organes (reins, foie: insuffisance rénale et hépatique) (Leon et Helwig, 2010). La mort peut donc en résulter s'il n'y a pas de prise en charge rapide et adéquate (Lipman et al., 2019).

De nombreuses techniques de monitoring sont disponibles afin de mesurer la température corporelle pendant l'exercice. Dans le même sens, il existe plusieurs sites anatomiques permettant de mesurer la température corporelle (Moran et Mendal, 2002). Les chercheurs s'entendent pour dire que le rectum est le site qui peut rapidement,

efficacement et de façon valide et pratique donner une bonne représentation de la température interne (Binkley et al., 2002; Roberts, 1994; Shapiro et Seidman, 1990). Récemment, Gosselin (2019), a validé l'utilisation d'une sonde téléométrique, habituellement réservée pour la mesure de la température gastro-intestinale, au niveau du rectum. Ils ont démontré que cette utilisation permettait de suivre de façon valide les changements de la température rectale pendant des augmentations et diminutions lentes ou rapides de la température corporelle, aussi efficacement qu'une sonde rectale câblée conventionnelle. L'étape qui émerge à la suite de la validation de l'utilisation sous forme de suppositoire de la sonde téléométrique est la réutilisation de celle-ci. En effet, la sonde possède toutes les caractéristiques afin de pouvoir être réutilisée.

Le but du présent mémoire est d'évaluer, en bain-marie, la capacité des sondes téléométriques CorTemp<sup>MC</sup> à être réutilisées durant une période de 50 heures. Plus particulièrement, de déterminer si ces sondes téléométriques dans un protocole d'immersion en bain-marie sont capables de fournir des mesures de température valides lors de réutilisations et désinfections multiples pour un total de 50 heures de transmission de données.

## 1.2. Techniques de mesure de la température corporelle pendant l'exercice

Elles peuvent être dissociées en deux catégories, les non-invasives et les invasives (Moran et Mendal, 2002). La mesure orale à l'intérieur de la bouche, axillaire en dessous des aisselles, tympanique au niveau de la membrane du tympan ou encore la température de la peau sont les méthodes les moins invasives. Nous retrouvons aussi des méthodes comme la température œsophagienne, gastro-intestinale, rectale ou au niveau de l'artère pulmonaire qui sont plus invasives.

Certaines de ces méthodes sont contraignantes surtout lorsqu'elles sont invasives. La sonde œsophagienne qui est insérée par une narine peut causer des irritations nasales, des vomissements et des difficultés à respirer lors d'exercice physique (Lee et al., 2000; Sato et al., 1996). La sonde rectale est taboue et ainsi peut nuire au recrutement malgré sa validité (Mündel et al., 2016). De plus, elle peut être désagréable à porter lors d'efforts physiques et ses valeurs peuvent fluctuer en fonction de la profondeur de celle-ci (Ko et al., 2019). La sonde téléométrique, permettant la mesure de la température gastro-intestinale, est facile à ingérer, mais peut voir ses résultats biaisés par l'ingestion de

liquides ou encore par sa localisation incertaine (Easton et al., 2007). Les méthodes les plus invasives sont celles qui, généralement, nous donnent les meilleurs résultats (Lee et al., 2000). Néanmoins, selon les méthodes utilisées, la rapidité de détection des fluctuations de température sera différente (Fulbrook, 1993; Lee et al., 2000). De plus, il faut savoir que la température corporelle n'est pas uniforme partout dans l'organisme (Byrne et Lim, 2007a). Ainsi, il n'y a donc pas de bonnes ou de mauvaises méthodes de mesure de la température corporelle; tout dépend du but et du contexte d'utilisation de l'outil (Taylor et al., 2014). Par exemple, il sera difficile d'utiliser une autre méthode que la sonde téléométrique lors d'expérimentation en piscine. La température rectale sera la plus efficace en cas d'urgence lors de suspicion de coup de chaleur (Binkley et al., 2002). Ou encore, lorsque l'observation de fluctuations très rapide de la température corporelle est recherchée, la température œsophagienne sera privilégiée.

Une recension d'études sur PubMed pour la période de 2019 avec la phrase « core temperature in exercise » a été effectuée afin de déterminer la mesure de la température corporelle la plus utilisée en situation d'exercice en 2019 dans un contexte de recherche. La température gastro-intestinale mesurée à l'aide d'une sonde téléométrique est la plus populaire, suivie de près par la température rectale. Quelques études ont utilisé la mesure tympanique et œsophagienne. Même si elle n'arrive pas en tête pour l'année 2019, la température rectale fut largement utilisée. De plus, cette méthode est recommandée par l'association nationale des entraîneurs afin de détecter les coups de chaleur à l'effort (Binkley et al., 2002). Le tableau 1. dresse un portrait des techniques disponibles afin de mesurer la température corporelle pendant l'exercice. Il rapporte, de plus, les avantages et désavantages de ces dernières.

### 1.3. Avantages de l'utilisation d'une sonde téléométrique au niveau du rectum

Typiquement, la température rectale est mesurée à l'aide d'une sonde câblée (3 mm de diamètre) insérée à une profondeur de 15 centimètres au-delà du sphincter anal. Elle doit être; 1) fixée à un harnais afin de prévenir tout déplacement et; 2) reliée à un enregistreur de données non portable. Malgré son utilisation répandue, il existe plusieurs limitations à la mesure de la température rectale via l'utilisation d'une sonde câblée traditionnelle. 1) Bien que la sonde câblée doive être fixée à un harnais, il arrive parfois que cette procédure soit mal effectuée par le personnel technique et que cette dernière se déplace de plusieurs

centimètres dans le rectum (McKenzie et Osgood, 2004). Or, ceci a comme conséquence d'entraîner des résultats aberrants puisqu'il existe un gradient de température le long du rectum (Ko et al., 2019). De plus, il arrive parfois que la sonde câblée sorte même du rectum. Peu importe la situation, le déplacement de la sonde câblée demande le réancrage de cette dernière au harnais, ce qui n'est pas souhaitable dans un contexte de recherche puisque l'expérimentation doit être interrompue. La sonde téléométrique, quant à elle, et lorsqu'insérée juste au-delà du sphincter anal, demeure stable. 2) Il n'est pas possible ou pratique d'utiliser cette technique de mesure en conditions de terrain (à l'extérieur du laboratoire), puisque la sonde rectale câblée doit être reliée par un câble à un enregistreur de données non portable ou difficilement portable.

Tableau 1 : Méthodes de mesure de la température corporelle : avantages et désavantages.

Méthodes	Localisation/ Instruments	Avantages	Désavantages
<b>Méthodes non-invasives</b>			
<b>Température Orale</b>	Dans la bouche/ Thermomètre mercure, électronique	-Accessible, répond rapidement aux changements de température corporelle. <sup>1</sup>	-Influencée par les conditions environnementales. -Température plus basse que la température corporelle, le visage pouvant être plus frais que le reste du corps. -Influencée par prise de boisson chaude/froide, cigarette ou les respirations rapides chez les athlètes. -Différences de température en fonction de la localisation à l'intérieur de la bouche. <sup>1</sup>
<b>Température Tympanique</b>	Dans le canal auditif ou sur la membrane tympanique/ Thermomètre infrarouge, sonde pour la membrane tympanique	-Le tympan reçoit du sang de l'artère carotide elle-même irriguant le centre de contrôle de la température : l'hypothalamus. <sup>1</sup> -Canal auditif facilement accessible. <sup>1; 2</sup>	-Usage problématique lors d'effort physique dans des conditions chaudes pouvant mener à des erreurs de mesures. <sup>2</sup> -Risque de blessures au niveau de la membrane tympanique. <sup>3;4</sup>
<b>Température de la Peau</b>	Sur la peau/ Thermomètre tactile, laser, infrarouge	-Utile afin d'obtenir une température moyenne de la peau. <sup>3</sup>	-Ne reflète pas la température corporelle seulement la température de la peau elle-même influencée par les conditions environnementales. <sup>1</sup>

### Méthodes invasives

<b>Température Œsophagienne</b>	Dans l'œsophage/ Sonde câblée	-Excellent index, proche du ventricule gauche reflétant une température globale du corps. <sup>5</sup> -Favorisée pour la localisation profonde dans le corps et sa réponse rapide aux changements de température. <sup>1 ;5</sup>	-Invasive, l'insertion peut engendrer vomissements, irritations nasales et difficultés à respirer. <sup>3</sup> -Inconfortable lors de l'activité physique. Lorsque les membres inférieurs sont les plus actifs, la température corporelle peut être sous-estimée. <sup>6</sup> -Usage exclusif en laboratoire. <sup>3</sup>
<b>Température artérielle</b>	Artère pulmonaire/ Cathéter	-La mesure la plus précise. <sup>1 ;7</sup>	-Très invasive à cause du cathéter. Usage chirurgical. <sup>7</sup> -Activité physique non réalisable.
<b>Température gastrointestinale</b>	Dans le système digestif/ Sonde télémétrique	-Facilite le recrutement de participants de recherche. -Non reliée au monde extérieur. -Peut être utilisée hors laboratoire. <sup>8</sup> -Bonne réponse aux variations de la température corporelle. -Atteint un pic de température plus élevé que la température œsophagienne. <sup>15</sup> -Appropriée pour un monitoring circadien. <sup>9</sup>	-Ingestion 6-10 h avant la collecte. <sup>9 ;10</sup> -Localisation incertaine influence les données. <sup>5 ;11</sup> -Possibilité d'évacuation de la sonde avant le début de l'étude. <sup>5</sup> -Peut être influencé par l'ingestion de liquides ou d'aliments. <sup>5 ;12 ;13</sup> -Usage unique onéreux. <sup>14</sup> -Répond plus lentement à une variation rapide de température comparativement à la température œsophagienne. <sup>11 ;15</sup>
<b>Température rectale</b>	Dans le rectum/ Sonde rectale câblée, thermomètre rectal	-La plus pratique et fidèle en situation d'urgence, <sup>1</sup> facile à utiliser dans des conditions stables. -Méthode la plus utilisée lors d'exercices physiques <sup>1</sup> , recommandée par la NATA. <sup>16</sup>	-Influencée par le changement de circulation sanguine dans les jambes lors de l'exercice. <sup>6</sup> -Température plus élevée que les autres méthodes lors d'exercice avec une dominante bas du corps. <sup>6</sup> -Sonde reliée au monde extérieur pouvant entraîner une expulsion durant l'expérimentation.



---

<p>-Atteint un pic de température plus élevé que la température œsophagienne et gastrointestinale.<sup>15</sup></p> <p>-Mesure de choix lors d'exercice avec une prédominance bas du corps.<sup>15</sup></p>	<p>-Installé dans une position spécifique rendant l'adoption de certaines positions compliquées.</p> <p>-Inconfortable, elle limite le recrutement de participants.<sup>11;15</sup></p>
--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

---

(<sup>1</sup> Moran et Mendal, 2002; <sup>2</sup> Bongers et al., 2015; <sup>3</sup> Sawka et Wenger, 1988; <sup>4</sup> Tabor et al., 1981; <sup>5</sup> Byrne et Lim, 2007; <sup>6</sup> Nielsen et Nielsen, 1962; <sup>7</sup> Pušnik et Miklavec, 2009; <sup>8</sup> Teunissen et al., 2012; <sup>9</sup> Lee et al., 2000; <sup>10</sup> Deshayes et al., 2019; <sup>11</sup> Lim et al., 2008; <sup>12</sup> Wilkinson et al., 2008; <sup>13</sup> Savoie et al., 2015; <sup>14</sup> Easton et al., 2007; <sup>15</sup> Mündel et al., 2016; <sup>16</sup> Binkley et al., 2002)

La sonde téléométrique, elle transmet ses données sans fil à un capteur qui peut facilement être transporté. 3) Il est difficile pour les volontaires de recherche de pouvoir adopter une position différente de celle dans laquelle ils étaient lorsque la sonde câblée a été fixée au harnais, ce qui limite plusieurs possibilités dans certains contextes de recherche. Comme exemple, pour l'étude des changements de températures corporelles pendant un exercice de course à pied, la sonde rectale câblée est reliée au harnais en position debout. Il devient ainsi difficile, voire souvent impossible pour le volontaire, de s'étirer ou même de pouvoir s'asseoir. Cette limitation n'est pas présente lorsqu'une sonde téléométrique est utilisée. 4) Il arrive parfois que les participants de recherche doivent aller à la selle pendant une expérimentation. Or, il est beaucoup plus rapide et simple d'enlever et repositionner la sonde téléométrique que la sonde conventionnelle câblée. 5) Finalement, le port d'une sonde rectale téléométrique est généralement plus confortable que celui d'une sonde rectale câblée conventionnelle.

La diminution des coûts associés à la réutilisation d'une même sonde téléométrique pourrait rendre l'utilisation de celle-ci plus courante dans le monde du sport et réduire les budgets nécessaires à la réalisation d'études où la température corporelle serait étudiée sur plusieurs individus. La localisation rectale permettrait d'utiliser cette sonde pour des études plus longues et dans le milieu hospitalier pour le contrôle circadien de la température corporelle, tout cela sans se soucier des problématiques d'expulsion, de localisation et de contamination des données par l'apport de nourriture et d'eau. Ainsi, à l'heure où la surproduction est nuisible, le facteur écologique de la réutilisation semble être évident en vue du caractère non biodégradable de la sonde.

#### 1.4. Montage pour une réutilisation de la sonde rectale

Notre laboratoire a mis au point un montage accessible à tous afin de permettre l'insertion, l'extraction et la réutilisation de la sonde téléométrique au niveau du rectum. L'assemblage prend environ 5 minutes à réaliser. Les étapes du montage de la sonde sont démontrées à l'annexe A. Tout d'abord, la sonde est insérée à l'intérieur et poussée au fond d'un préservatif ultra mince. La sonde téléométrique est ensuite enrobée de façon serrée dans le préservatif; cette étape peut être effectuée en effectuant une torsion au niveau de la sonde et du préservatif, en tournant, comme exemple, la sonde vers la droite et le préservatif vers la gauche. Un nœud est alors réalisé à la base de la sonde avec le préservatif. Une fois la sonde bien serrée dans le préservatif, une soie dentaire est ensuite installée entre le nœud

du préservatif et la sonde. Ensuite, 2 à 3 autres nœuds sont effectués avec la soie dentaire afin d'en assurer la liaison. Finalement, le préservatif est coupé environ 5 mm au-delà des nœuds. Le montage est inséré à l'intérieur du rectum par le sujet lui-même à l'aide de lubrifiant et d'un gant. Une fois l'utilisation terminée, il suffit de tirer sur la soie dentaire afin d'extraire la sonde téléométrique pour un nettoyage et une désinfection de haut niveau.

#### 1.5. Étude pilote démontrant la capacité de réutilisation de la sonde téléométrique de façon répétée

Notre laboratoire a réalisé une étude pilote afin de comparer les températures d'une même sonde téléométrique (CorTemp, HQ Inc, USA) à celle d'une sonde rectale câblée YSI 401 (Yellow Springs Instrument, USA) durant 17 immersions distinctes en bain-marie, pour une durée totale de 42 heures d'utilisation répartie sur 10 jours. La température des sondes fut enregistrée en continu avec un intervalle de 20 secondes entre les mesures. La sonde téléométrique fut placée au centre du bain-marie toujours à la même profondeur avec la sonde rectale câblée toutes deux insérées dans un connecteur en silicone de grade médical (Annexe B) développé par notre laboratoire. L'ensemble était maintenu à l'aide d'un support (branche de plastique) au milieu du bain-marie. Il est à noter que ce montage a été testé en bain-marie afin de s'assurer qu'il pouvait offrir des températures se comparant favorablement à celles obtenues avec une sonde téléométrique insérée dans un préservatif.

Cette étude avait pour objectif de vérifier si les mesures obtenues à l'aide de la sonde téléométrique pouvaient demeurer valides durant un protocole reproduisant des fluctuations de température et même lorsque la sonde était utilisée et désinfectée à de multiples occasions à travers le temps. Au début de cette étude pilote, les sondes téléométrique et rectale ont été calibrées à 4 températures différentes dans un bain-marie (Precision 281, Thermo Scientific, USA) contre un thermomètre de haute précision (Thermo Scientific Ertco, USA) (Savoie et al., 2015). La première phase de cette étude pilote consistait à effectuer à 4 occasions un protocole de 3 heures simulant diverses conditions (état stable et augmentation lente et modérée, diminution lente et modérée et augmentation rapide et diminution rapide de la température de l'eau) dans le but de recueillir des données préliminaires sur la sonde téléométrique et la sonde câblée afin d'observer la possible réutilisation au niveau rectal chez l'humain. Toutes les augmentations de température ont été effectuées à l'aide de l'interface de contrôle du

bain-marie. Les diminutions lentes et modérées étaient effectuées en fermant temporairement le bain-marie, quant aux diminutions rapides, en plus de fermer temporairement le bain-marie, elles s'effectuaient en ajoutant de la glace concassée. Finalement, la période de stabilité consistait aux 30 premières minutes de chacune des expérimentations où les températures étaient stables. La deuxième phase de cette étude pilote consistait à effectuer 13 expérimentations déterminées aléatoirement (11 protocoles différents) pouvant varier d'une durée de 1 h à 5 h. Entre chacune des expérimentations, la sonde était mise dans une solution de désinfection pendant 20 minutes. Les résultats de cette phase démontrent que les différences (biais moyen compris entre  $\pm 0.27$  °C) de température durant les expérimentations demeurent acceptables entre la sonde télémetrique et la sonde rectale câblée, même après 17 expérimentations. Un biais était considéré comme important et significatif lorsqu'il dépassait  $\pm 0.27$  °C. Ce biais acceptable entre les deux techniques de mesure est commun dans le domaine de la thermobiologie et fut apporté par Casa (2007a). Ces résultats nous ont convaincus de la possibilité de réutiliser une sonde CorTemp<sup>MC</sup> de façon répétée et ont mené à la décision de poursuivre la présente étude chez un nombre plus important de sondes.

#### 1.6. Sondes HQ CorTemp<sup>MC</sup>

Les sondes télémetriques ont fait leurs apparitions dans les années 50 (Mackay et Jacobson, 1957). Au fil du temps, la taille s'est vue réduite, la durée de vie de la batterie ainsi que la stabilité des données augmentée afin de devenir plus optimale (Byrne et Lim, 2007). Premièrement utilisée pour détecter les fluctuations de température chez les astronautes lors de voyages spatiaux, la sonde télémetrique fut ensuite utilisée à des fins de contrôle de l'hypothermie lors d'épreuve de recrutement de la Navy puis par les pompiers. Son usage dans le monde sportif s'est par la suite popularisé (football, épreuves de longues distances, etc.). La sonde télémetrique CorTemp<sup>MC</sup> est très largement utilisée dans le milieu de la recherche. Les prochains paragraphes décrivent les propriétés techniques de cette sonde.

##### 1.6.1 Fiche technique de la sonde

La sonde CorTemp<sup>MC</sup> est conçue et commercialisée aux États-Unis par la firme HQ Inc. Ses résultats sont valides et fidèles et elle démontre des délais de réponses rapides en bain-marie lors de la fluctuation de températures comprises entre 36 °C et 44 °C (Bongers

et al., 2018). Cette sonde mesure 22.4 mm de long et à un diamètre de 10.9 mm pour un poids de 2.8g (Bongers et al., 2018). Elle possède une batterie en oxyde d'argent, un capteur de température en cristal de quartz, un circuit imprimé avec des éléments électroniques en céramique, l'ensemble enrobé d'une résine époxy de grade médical elle-même recouverte par une couche de silicone (CorTemp HQ Inc., Palmetto, Florida, Usa).

#### 1.6.2 Récepteur

Le récepteur de la sonde CorTemp<sup>MC</sup> se présente sous la forme d'un boîtier de 10.2 cm de long, 5 cm de large, 2.4 cm d'épaisseur pour un poids total de 193 grammes. Il est non étanche. Il permet de traduire les fréquences radio de la sonde télémétrique en température qu'il affiche sur son écran lorsqu'on le souhaite ou bien il peut les enregistrer, et cela pour un total de 25 000 données avec une fréquence allant de 10 secondes jusqu'à plusieurs heures, le tout pour un total de 99 sondes différentes. Le récepteur est alimenté grâce à une batterie 9 volts. Il est vendu avec une pochette de protection permettant de l'accrocher à la taille facilitant ainsi son utilisation lorsqu'un individu doit s'en servir seul (CorTemp HQ Inc., Palmetto, Florida, Usa).

#### 1.6.3 Fonctionnement de la sonde télémétrique

La sonde est activée lorsqu'elle est dissociée de son aimant. À ce moment, le cristal à l'intérieur de la sonde se met à vibrer à différentes fréquences selon la température captée (Bongers et al., 2015). Le boîtier servant de récepteur peut ainsi capter les transmissions radio à basse fréquence émises par la sonde à l'intérieur du corps. Chaque sonde à son propre numéro de série et numéro de calibration utilisé avec le boîtier récepteur afin de convertir le bon signal radio en mesure correspondant à la température captée à l'intérieur du corps (Bongers et al., 2015; CorTemp HQ Inc., Palmetto, Florida, Usa).

#### 1.6.4 Durée de la batterie

La batterie en oxyde d'argent perd de l'autonomie dès que la sonde est séparée de son aimant. Cette batterie est conçue pour pouvoir durer entre 7 à 10 jours (Bongers et al., 2018; CorTemp HQ Inc., Palmetto, Florida, Usa). Des essais effectués dans notre laboratoire nous indiquent qu'effectivement la sonde peut enregistrer pour une durée de plus de 100 heures.

#### 1.6.5 Distance de transmission du signal

Selon l'entreprise, la sonde CorTemp<sup>MC</sup> peut transmettre son signal sur une distance de 60 cm. Néanmoins, dans notre laboratoire, on peut rarement recevoir un signal de qualité à plus de 40 cm de distance de la sonde. La principale cause pour la limitation de la distance de transmission semble être les interférences électromagnétiques.

#### 1.6.6 Interférence électromagnétique

Les interférences électromagnétiques peuvent causer des pertes de données ainsi que des résultats aberrants (Byrne et Lim, 2007). En effet, les ondes radio à basse fréquence qu'émet la sonde sont sujettes aux interférences électromagnétiques (réseau wifi, téléphone cellulaire, ordinateur et autre appareil électronique) pouvant occasionner la perte de données ou bien le caractère erroné des résultats. L'utilisation de plusieurs sondes de façon simultanée peut aussi engendrer des interférences (Bongers et al., 2015). Il faut éviter qu'elles soient à moins 1.5 mètre sous risque d'avoir des interférences.

#### 1.6.7 Précision et calibration

La sonde CorTemp<sup>MC</sup> arrive pré-calibrée permettant aux utilisateurs de pouvoir l'utiliser tel quelle. C'est dans un bain-marie à 35 °C et 45 °C qu'elles sont stabilisées à  $\pm$  de 0.1 °C puis testé dans un bain-marie à 40 °C où la norme est fixée à  $\pm$  de 0.1 °C. Si la sonde échoue, elle doit alors réaliser de nouveau tout le processus de calibration (Easton et al., 2007). Cependant, après réception dans un laboratoire, afin de supprimer les petits biais systématiques, les sondes peuvent être de nouveau soumises à une calibration en raison de la précision requise lors d'expérimentation en laboratoire (Challis et Kolb, 2010; Easton et al., 2007). Grâce à un thermomètre de haute précision placée dans un bain-marie, la réalisation d'une régression linéaire peut être effectuée par la calibration à 4 différentes températures correspondant aux températures physiologiques pouvant être retrouvées dans le corps humain (Lee et al., 2000). Un minimum de 4 minutes d'immersion pour la sonde est requis afin de prendre une mesure stable de la température (Hunt et Stewart, 2008). La désactivation puis l'activation de la sonde grâce à son aimant n'ont pas d'impact sur la calibration de celle-ci une fois effectué (Hunt et Stewart, 2008).

#### 1.6.8 Coût de la sonde

Le coût de la sonde s'élevant à 40\$ US reste un frein à son utilisation, surtout pour les laboratoires ne possédant pas de budget conséquent. L'usage unique suggéré par HQ Inc rend alors une collecte de donnée répétée de la température corporelle très onéreuse.

#### 1.7. Énoncé du problème et but de l'étude

L'utilisation de la sonde télémétrique sous forme de suppositoire fut validée en comparaison à une sonde rectale câblée par une précédente étude de Gosselin (2019). Aucune étude n'a testé la possibilité de réutilisation d'une sonde télémétrique à de multiples reprises à travers le temps afin de mesurer la température rectale. Le but de l'étude sera donc ici d'établir si des sondes télémétriques sont capables durant de multiples immersions en bain-marie de fournir des mesures de température en accord avec une sonde rectale conventionnelle malgré les multiples activation-désactivation et désinfection de haut niveau.

#### 1.8. Hypothèses de recherche

Les sondes télémétriques utilisées en bain-marie fourniront des températures valides en accord avec la sonde rectale câblée durant les multiples utilisations pour un total d'au moins 50 heures de transmission de données. De plus, les sondes ne subiront aucun dommage structurel après les multiples désinfections de haut niveau.

#### 1.9. Retombées de l'étude

Les résultats permettront à la communauté scientifique et aux professionnels de la santé, aux kinésiologues et aux entraîneurs d'avoir la possibilité d'utiliser la sonde télémétrique HQcorTemp<sup>TM</sup> de façon répétée à travers le temps afin de mesurer la température rectale. La technique proposée durant l'étude pourra donc ouvrir de nouveaux horizons de recherche et ainsi faciliter la mesure de la température rectale en augmentant les possibilités d'exercice physique avec la sonde.

## 2. MÉTHODOLOGIE ET RÉSULTATS

Ce mémoire étant réalisé par article, les sections méthodologie ainsi que résultats sont exposés dans l'article scientifique ci-joint intitulé « **Validity and reliability of the CorTemp™ telemetric pill during 50 h of reuse in a circulating water bath** ». Cet article est publié dans le journal "Journal of Thermal Biology".

-----Original Message-----

To: Éric Goulet <Eric.Goulet@USherbrooke.ca>

Subject: Decision on submission to Journal of Thermal Biology

Manuscript Number: TB-D-20-00113R1

Validity and Reliability of the CorTemp™ Telemetric Pill during 50 h of Reuse in a Circulating Water Bath

Dear Dr Goulet,

Thank you for submitting your manuscript to Journal of Thermal Biology.

I am pleased to inform you that your manuscript has been accepted for publication.

Your accepted manuscript will now be transferred to our production department. We will create a proof which you will be asked to check, and you will also be asked to complete a number of online forms required for publication. If we need additional information from you during the production process, we will contact you directly.

Kind regards,

Christopher Gordon

Co-Editor

Journal of Thermal Biology



# **Validity and Reliability of the CorTemp™ Telemetric Pill during 50 h of Reuse in a Circulating Water Bath**

1. Timothée Pancrate<sup>1</sup>, [Timothee.Pancrate@USherbrooke.ca](mailto:Timothee.Pancrate@USherbrooke.ca)
2. Jonathan Gosselin<sup>1</sup>, **[Jonathan.Gosselin2@USherbrooke.ca](mailto:Jonathan.Gosselin2@USherbrooke.ca)**
3. Thomas. A. Deshayes<sup>1,2</sup>, [Thomas.Deshayes@USherbrooke.ca](mailto:Thomas.Deshayes@USherbrooke.ca)
4. Eric. D.B. Goulet<sup>1,2</sup>, [Eric.Goulet@usherbrooke.ca](mailto:Eric.Goulet@usherbrooke.ca)

<sup>1</sup> Faculty of physical activity sciences, University of Sherbrooke, P.Q., Canada

<sup>2</sup> Research Center on Aging, University of Sherbrooke, P.Q., Canada

**Running head: Reuse of telemetric pill**

**Correspondence:** Eric D.B. Goulet, Ph.D.  
Performance, Hydration and Thermoregulation Laboratory  
University of Sherbrooke  
2500 boul. de l'Université  
Sherbrooke, Québec, Canada  
J1K 2R1  
E-mail: [eric.goulet@usherbrooke.ca](mailto:eric.goulet@usherbrooke.ca)  
Phone number: 1-819-821-8000 \*62728  
Fax number: 1-819-821-7970

## 2.1 Abstract

It has been shown that CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pills (CTTPs) provide valid measures of rectal temperature when used as suppositories. While encapsulated into a condom linked to a thread, CTTPs can be inserted in and extracted from the rectum and be reused. The validity and reliability of the CTTP throughout repeated use remains to be demonstrated. Three CTTPs were compared to a YSI 401 wired rectal probe inside a circulating water bath (temperatures varying from 36.5 to 39.4 °C) during 50 h of intermittent use. Each CTTP underwent 20 trials comprising 6 protocols of varying duration: 6 · 1 h, 5 · 2 h, 4 · 3 h, 3 · 4 h and 2 · 5 h. All CTTPs were washed, switched off and disinfected after each trial to reproduce real-life use. Acceptable agreement between sensors was taken as a mean bias within  $\pm 0.27$  °C. None of the pills showed signs of deterioration following 50 h of reuse. As for relative validity, where all CTTPs showed robust coefficients of determination ranging from 0.98-0.99, absolute validity was excellent with each CTTP showing mean biases and typical errors of the estimate (TEE) within  $\pm 0.27$  °C. Comparisons between the first and last trial each CTTP underwent resulted in means biases and TEEs within  $\pm 0.27$  °C and coefficients of determination ranging from 0.97-0.99, which indicates strong absolute and relative reliability. The present results show that CTTPs can provide valid and reliable measurements of temperature when reused up to 50 h.

**Key Words:** core body temperature; rectal temperature; telemetric pill; temperature measurement

## **2.2 Introduction**

Measurement of core body temperature is fundamental during environmental exercise physiology research to understand the impact of various factors regulating human temperature. Anatomical sites such as the pulmonary artery, esophagus, stomach, intestines, rectum or tympanic membrane can be used to derive measurements of core temperature (Moran and Mendal, 2002). All have associated advantages, disadvantages and limitations (Bongers et al., 2015). The rectum is a widely and routinely used site for the measurement of core temperature. This is likely because 1) it provides a reliable estimate of core temperature during steady state exercise or during exercise with slow changes in exercise intensities, 2) the technique is low cost, 3) medical personnel are not required for the insertion of the probe, and 4) its wearing is relatively comfortable. Moreover, the National Athletic Trainers' Association (NATA) (Binkley et al., 2002) recommends using rectal temperature to assess core body temperature during exercise.

Despite the advances in telemetric technology, rectal temperature is still being measured using a wired probe linked to an outside data logger. This limits its use to laboratory settings and, even under this scenario, to particular research conditions only (Gosselin et al., 2019). Moreover, conventional wired rectal probe can easily slide outside the rectum and can hardly be used during aquatic activities. Being able to measure rectal temperature telemetrically would circumvent those limitations.

Core body temperature can be measured telemetrically. Indeed, telemetric pills have been designed to measure gastrointestinal temperature (Byrne and Lim, 2007). Although more easily accepted by research participants than the rectal probe, the telemetric pill-derived core body temperature measurement is not without limitations. Indeed, it can be influenced by factors such as water and food intake (Savoie et al., 2015) and location in

the digestive system, although the effect may not always be systematic (Roxane et al., 2018). More pragmatically, pill death and malfunction or elimination through feces will end an ongoing experiment or postpone one that is coming, which may jeopardize the validity of the research protocol. An alternative to the conventional use of the telemetric pill would be to use it directly at the rectum level.

In this regard, Gosselin et al. (2019) recently demonstrated the validity of using a CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill (CTTP) inserted as a suppository for the continuous measurement of rectal temperature during various experimental conditions, which simulated slow and rapid changes in core body temperature. Per recommended usage, i.e., oral ingestion, this telemetric pill is designed to be used once. However, it possesses all the characteristics to be reused. Indeed, its outer material resists high-level disinfection, it uses a long-lasting silver-oxide battery, it can be switched on/off by a magnet and it does not lose its calibration over time (Challis and Kolb, 2010; Hunt and Stewart, 2008). Considering the high cost of the CTTPs, i.e., ~ 40 \$US each, the limited budget of some laboratories, the high number of pills that is often necessary to test individuals and the means through which pills are discarded (sewer lines), which is not respectful of the environment, determining whether pills can be reused under the form of a suppository is relevant. We have been reusing, with great success, the CTTP as a suppository for quite some time. We encapsulate CTTPs in a conventional latex condom linked to a small thread (dental floss or suture silk), which enables easy insertion and removal.

Thus, the aim of this study is to expose the results of a study that led us to reusing the CTTPs and report the validity and reliability of three CTTPs during intermittent and repeated use in a circulating water bath for a duration of 50 h per pill.

## 2.3 Methods

### 2.3.1 Overview of the study

Three different telemetric pills (CorTemp™, HQinc., USA) that had already been used for < 5 h under the form of a suppository in a human study were randomly selected and intermittently tested at varying temperatures (ranged from 36.5 to 39.4 °C) in a water bath (Precision 281, Thermo Scientific, USA) comprising a circulating pump. The CTTs data were compared against those of a reusable, NIST traceable rectal probe (YSI 401, Yellow Springs Instrument, USA) during 20 trials. The three CTTs were bought together directly from the manufacturer, had the same expiration date and were tested prior to the expiration date. Each CTT was tested over a maximum of 31 days, with < 72 h between each immersion. The CTTs were not tested in parallel, but rather consecutively. All trials for all the 3 CTTs were completed within 94 days.

### 2.3.2 Pre-experimental procedures

Prior to the start of the experiment, the wired rectal probe as well as the CTTs were each calibrated against a high precision, partial immersion, non-mercury glass thermometer (Thermo Scientific Ertco, USA) at four different temperatures (37, 38, 39 and 40 °C), as previously described (Gosselin et al., 2019; Hunt and Stewart, 2008), to obtain an accuracy of  $\pm 0.1$  °C. Hence, the wired rectal probe- as well as the CTTs-derived temperatures were predicted by using a four-point regression line generated for each of them (Challis and Kolb, 2010).

### 2.3.3 Experimental procedures

All CTTs underwent 6 · 1 h, 5 · 2 h, 4 · 3 h, 3 · 4 h and 2 · 5 h trials, for a total of 50 h of testing per pill. Water temperature fluctuations within the 1 (Robinson et al., 1995), 2 (Mountain and Coyle, 1992), 3 (Abbiss et al., 2010), 4 (Casa et al., 2007) and 5 h (Barr et

al., 1991) protocol were designed from real-life exercise-related studies in humans which had been previously conducted. Fifty hours of reuse was chosen because this time span 1) is well within the battery life of a typical CTPP and 2) is higher than the typical amount of time it would be used during an ‘average’ exercise science study, e.g., 2 trials/8 participants/2 h wearing time per trial. With the exception of the first and the last, order of the trials was randomly determined and the same randomization pattern was followed for all three CTPPs. The order of the trials was kept constant among CTPPs to enable direct data point comparisons over time across the sensors. This, therefore, allowed determining whether the CTPPs responded similarly over time.

Inside the circulating water bath the wired rectal probe and the CTPPs were linked together with a medical-grade silicone connector developed in our laboratory, as previously described (Gosselin et al., 2019). Briefly, the tip of the wired rectal probe was slid ~1 cm into the connector until it reached the two holes made on each side of the connector, which allowed the tip of the probe to be exposed to ambient conditions. On the other hand, the CTPP was also slid ~1 cm inside the connector until it touched the tip of the wired rectal probe. Of note, and as reported in Gosselin et al. (2019), a pilot study showed that the connector does not confound the CTPP nor wired rectal probe temperatures. Both sensors were always immersed at the same depth in the middle of the circulating water bath. A single CorTemp<sup>TM</sup> Data Recorder (HQinc., Palmetto, FL) was used to record the CTPPs data. The wired rectal probe was connected to a high precision digital thermometer (Traceable 4005, Control Company, USA). Temperatures were measured every 10 sec.

Variations in temperature were done manually, using the circulating water bath control for increasing the temperature, whereas decreases in temperature were made either by

turning the circulating water bath off or adding small amount of ice into the bath. Patterns of changes in temperatures over time, along with the fluctuations observed from trials to trials (error bars) for the 1 (A), 2 (B), 3 (C), 4 (D) and 5 h (E) long protocols, are illustrated in Figure 1. The amount of ice to be added into the water was estimated using the following formula:

$$\text{Amount of ice (g): } \frac{WV \cdot Cp_{(\text{water})} \cdot \Delta DT}{(((TI - 1) \cdot Cp_{(\text{ice})}) + H_{(\text{ice})})}$$

Where WV is water volume (g),  $Cp_{(\text{fluid})}$  is the specific heat capacity of water ( $4.184 \text{ j} \cdot \text{g}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ ), DT is the desired change in water temperature ( $^\circ\text{C}$ ), TI is the ice temperature ( $^\circ\text{C}$ ),  $Cp_{(\text{ice})}$  is the specific heat capacity of ice ( $2.108 \text{ j} \cdot \text{g}^{-1} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ ) and  $H_{(\text{ice})}$  is the enthalpy of the fusion of ice ( $334 \text{ j} \cdot \text{g}^{-1}$ ).

Following each trial, the CTTs were thoroughly cleaned with soap water, attached to the magnet and then immersed during 20 min in a 2.5% glutaraldehyde solution to achieve high-level disinfection. Although not required for this study, disinfection was performed to reproduce the procedures that would take place if the CTTs were to be used in humans as a suppository. Following disinfection, the CTTs were rinsed with tap water, thoroughly dried, placed in their original plastic bag and stored inside a box kept at room temperature and sheltered from light.

#### *2.3.4 Statistical analyzes*

An acceptable agreement between sensors was taken as a mean difference of  $\pm 0.27 ^\circ\text{C}$  (Casa et al., 2007). Analyses were dissected into two parts, with the first based on data aggregation for the entire 50 h measurement period, which enabled determining the validity of the CTTs, and the second based upon data-contrasting between the first and last trial that each pill underwent, which lasted 4 h, thereby allowing to establish the

reliability of the CTTs. To understand the impact of sampling rate on validity and reliability, comparisons between sensors were performed on data collected every 10 sec and 5 min. As it did not change the any of outcomes, findings are reported for data collected every 10 sec only. Prior to evaluating data, heteroscedasticity was tested using a linear regression model, correlating the difference in temperatures between any measurement pairs (CTTP – wired rectal probe, (y axis)) to their average temperatures (x axis). Comparisons between the CTTs and wired rectal probe data showed a systematic relationship between measurement errors and size of measurements for all three CTTs. Therefore, it was decided to analyse absolute validity- and reliability-related data using a regression approach for nonuniform differences, as recommended by Bland and Altman (Bland and Altman, 1999). Relative validity was assessed with the Pearson product-moment correlation coefficient, whereas absolute validity was determined using the typical error of the estimate (TEE), TEE reported as a coefficient of variation (CV), 95% limits of agreement (95% LoA) showed as  $TEE \cdot 1.96$  and estimated bias for extracted water temperatures of 37.5, 38, 38.5, 39 and 39.5 °C. Direct reliability analyses, i.e., one comparing CTT data between trials of similar duration, could not be done as it was impossible to guarantee a perfect and uniform control of water bath temperatures among experiments at any given time point (see illustrated in Figure 1). Hence, examination of reliability was performed by comparing the discrepancy in biases (CTTP – wired rectal probe) between trials, considering a divergence within  $\pm 0.27$  °C as irrelevant. Statistics were performed with the Microsoft Office Excel for Microsoft 365 (Microsoft, USA) and IBM SPSS Statistics (version 21, USA) software. Otherwise stated, data are reported as means  $\pm$  SD.



## 2.4 Results

### 2.4.1 Data aggregation over 50 h of reuse

Figure 2. depicts the relationships between the wired rectal probe and CTTP 1 (A), 2 (B) and 3 (C) as well as the mean biases and 95% LoAs between the wired rectal probe and CTTP 1 (D), 2 (E) and 3 (F) over the entire 50 h of reuse. The relationships between the wired rectal probe and the three CTTPs were strong with coefficients of determination ranging from 0.98-0.99. Moreover, all three CTTPs showed virtually identical slopes and intercepts with their lines of best fit being slightly below those of identity. The mean biases between the three CTTPs and wired rectal probe were all dependent upon the magnitude of the water temperature, with all showing a similar decreasing bias as the water temperature increased. The three CTTPs showed mean biases which were all within the same range (CTTP 1: -0.20-0.43; CTTP 2: -0.27-0.49; CTTP 3: -0.23-0.47 °C). Table 1 shows the CTTPs' TEEs, CVs, 95% LoAs and estimated biases for water temperatures of 37.5, 38, 38.5, 39 and 39.5 °C. Estimated biases and TEEs were all low and within the acceptable margin of error *a priori* set at  $\pm 0.27$  °C. However, the proportion of biases outside the acceptable margin of error was different between CTTPs (CTTP 1: 0.7%; CTTP 2: 2.2%; CTTP 3: 5.1%). Figure 3 shows the relationships between utilization time and biases between the wired rectal probe and CTTP 1 (A), 2 (B) and 3 (C) across the entire 50 h of reuse. Again, the biases were remarkably similar and constant across time among the three CTTPs, as supported by nearly identical intercepts and slopes. Moreover, after 17, 34 and 50 h of testing mean biases among CTTPs were virtually the same (CTTP 1: 0.08; 0.09; 0.09 °C, CTTP 2: 0.09; 0.11; 0.12 °C, CTTP 3: 0.13; 0.10; 0.09 °C)

#### 2.4.2 Comparison between the first and last trial

Figure 4. shows the mean biases and 95% LoAs between the temperatures measured with the wired rectal probe and CTPP 1 (A-B), 2 (C-D) and 3 (E-F) during the first and last trial. There were generally no important changes in measurement errors from the first to the last trial for each of the three CTPPs evaluated. Moreover, the slopes and intercept were also relatively comparable between trials for a given CTPP. Table 2. reports the TEEs, CVs, 95% LoAs and estimated biases for water temperatures of 37.5, 38, 38.5, 39 and 39.5 °C for each CTPP during the first and last trial. Again, within each CTPP, the TEEs, CVs and 95% LoAs were all very similar between the first and last trial. Moreover, none of the estimated biases were above the pre-established threshold. Coefficients of determination were also similar among all trials and CTPPs, varying between 0.97 and 0.99.

### 2.5 Discussion

As a follow-up to our previous study where we demonstrated the validity of using the CTPP as a suppository to monitor rectal temperature during various conditions of increasing and decreasing core temperature (Gosselin et al., 2019), the current study aimed to examine its reusability and investigated the validity and reliability of 3 CTPPs during 50 h of reuse. Values obtained with the CTPPs were compared against those of a YSI 401 wired rectal probe inside a circulating water bath during 5 different protocols of various durations, which reproduced temperature fluctuations previously observed in human-related exercise studies. *A priori* established acceptable level of difference between devices was set at  $\pm 0.27$  °C; each CTPP showed mean biases and TEEs below this threshold. Importantly, none of the CTPPs demonstrated signs of deterioration

following 50 h of reuse. Results from this *ex vivo* study highlight for the first time the possibility and feasibility of reusing CTTs.

#### *2.5.1 Data aggregation over 50 h of reuse*

For each of the 3 CTTs an excellent positive correlation was observed between devices during the entire 50 h of reuse, thereby highlighting their excellent relative validity within the context of repeated utilization. This has two implications. 1) It shows that CTTs are able, throughout 50 h of reuse, to adequately capture changes in temperature while maintaining excellent ranking with a golden standard. 2) After proper calibration, a CTT can be used with confidence to predict changes in temperature of a golden standard. A systematic positive bias  $< 0.27\text{ }^{\circ}\text{C}$  was observed for each of the 3 CTTs evaluated. However, the importance of the bias decreased in accordance with the rise in water bath temperature, which highlights the fact that the accuracy of CTTs improves as temperature augments. Both of those observations were also made by Gosselin et al. (2019) in an *in vivo* study examining the ability of CTTs to measure rectal temperature during single experiments where rapid/slow and small/important changes in core temperature were created. Importantly, for each of the CTT tested, the unequal variability of the bias across the range of temperatures evaluated was not related nor caused by the cumulated utilization time, as well-illustrated in Figure 3 and documented by the lack of difference in mean biases observed after 17, 34 and 50 h of use. Moreover, each of the three CTTs demonstrated 95% LoAs and TEEs  $\leq 0.14\text{ }^{\circ}\text{C}$ , which is within the normal measurement error of the CTT and wired rectal probe. Altogether, our findings indicate that the repeated use of a CTT will not alter its ability to provide valid measurements of temperature and, as such, that this way of using CTTs can prove valuable under medical, research, sports, military and occupational settings.

An important observation made in the current study is that the proportion of biases outside the acceptable margin of error was different among the 3 CTTs, varying from 0.7 to 5.1%, which highlights the lack of technological or construction uniformity between them, as also discussed in previous studies (Challis and Kolb, 2010; Hunt and Stewart, 2008; Wilkinson et al., 2008). A figure of 5% may seem important. However, put into perspective and within the context of our study, it translated to only 18 out of bound figures during a 1 h protocol conducted at a sampling rate of 0.1 Hz, which is quite reasonable. Nevertheless, this finding implies that special care should be taken to ensure that a single CTT be used when performing repeated measurements within a single individual.

#### *2.5.2. Comparison between the first and the last trial*

Comparisons between the first and last 4 h trial were carried out to verify the stability reliability of the CTTs after significant repeated reuse. Given that all 3 CTTs were found to provide valid measurements of temperature within a range of  $\pm 0.27$  °C, a difference in measurement error between the first and the last 4 h trial close to the reported measurement error of each device ( $\pm 0.1$  °C) was expected. Findings show that with exception of the CTT 2 at a water temperature of 37.5 and 38 °C, at no other occasions did the difference in bias surpassed 0.1 °C for any of the CTTs. Moreover, for each of the CTTs, the TEEs as well as the CVs were close to identical between the first and last 4 h trial, thereby suggesting an excellent absolute reliability. This is well illustrated in Figure 4 where after being disinfected and shut down on 19 occasions, each of the 3 CTTs showed very similar heteroscedastic biases and random errors across the spectrum of water temperature varying from 37.5 to 39.5 °C, thereby suggesting that the overall integrity and functionality of the CTTs were well maintained over time. Overall, these

findings indicate that 1) it is not necessary to recalibrate the CTTs throughout 50 h of reuse, 2) reutilization does not alter their ability to capture small changes in temperatures and 3) the use of CTTs will enable detection of significant effects using a conventional sample size.

### *2.5.3 How to reuse CTTs as a suppository*

Our laboratory has set up an easy technique that allows the insertion and extraction of the CTT in the rectum. Assembly takes about 5 min to complete. First, the CTT is inserted in and pushed to the bottom of an ultra-thin regular condom. The CTT is then encased tightly in the condom, which can be performed by twisting the probe and the condom in opposite directions. A knot is then made with the condom at the base of the CTT. Once the CTT is tightly held inside the condom, a 30-cm long unwaxed and unflavored dental floss thread (or suture silk) is placed at the junction between the CTT and the knot. Then, three overhand knots are performed with the dental floss. Finally, the condom is cut about 5 mm beyond the knot. The CTT is finally inserted just past the anal sphincter by the individual himself using lubricant and a glove. Once use is complete, a gentle pull on the dental floss will extract the CTT. We suggest to 1) maintain a file (i.e., Excel) to record/follow the utilization time of each CTT and 2) always use the same CTT for the same individual. In some cases, the thread used to remove the CTT may disconnect from the condom. However, in such a situation the CTT can easily be removed by gently contracting the external anal sphincter muscle. It should not be feared that the condom will alter the ability of the CTT to reliably measure rectal temperature, as we demonstrated that the covering of the CTTs' quartz with silicon does not alter their capacity to capture changes in temperature in human feces (Gosselin et al., 2019).

#### *2.5.4 Limitations*

Some points should be considered when interpreting results of this study. They apply only to the use of the HQ CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill and cannot be generalised to other commercially available CTTs. While each CTT was calibrated before the study, we did not perform further calibrations throughout the 50 h of reuse. Nonetheless, we are confident that it did not impact the results since it has been previously demonstrated that switching on/off the CTT has no effect on calibration (Hunt and Stewart, 2008). In addition, Challis and Kolb (2010) reported that temperature drift is not apparent 14 to 18 months after the first calibration. Some may critic the fact that we tested only three CTTs. However, Challis and Kolb (2010) tested 94 CTTs and observed an average agreement between them and a mercury thermometer of 0.1 °C when CTTs' data were corrected using a regression equation. This one-time use mean bias is relatively similar to that we observed after multiple reuse. Hence, if CTTs respond similarly independent of whether they are used once or on multiple occasions, we could expect our findings to apply to most CTTs. If doubts persist, however, a frequent calibration of the CTTs would be a way to circumvent this preoccupation. We disinfected the CTTs with a 2.5% glutaraldehyde solution; the impact that other disinfecting solutions might have on the CTT is unknown.

#### **2.6 Conclusion**

Because of its breadth of application, ease of use, demonstrated effectiveness (Gosselin et al., 2019) and reassurance that it will not slip out of the rectum while being used, the measurement of rectal temperature using a CTT might be useful or attractive for the monitoring of core temperature. However, the high cost associated with the one-time use of CTTs may represent, for those operating on a small budget, a deterrent for turning to

this measurement technique. The present results showing that CTTs can provide valid and reliable measurements of temperature when reused up to 50 h are therefore significant and support the legitimacy of this new measurement strategy for the monitoring of core temperature under medical, research, sports, military and occupational settings. Moreover, reusing CTTs will contribute to reduce our ecological footprint on the environment.

**Declarations of interest**

None.

## 2.7 References

- Abbiss, C.R., Burnett, A., Nosaka, K., Green, J.P., Foster, J.K., Laursen, P.B., 2010. Effect of hot versus cold climates on power output, muscle activation, and perceived fatigue during a dynamic 100-km cycling trial. *Journal of sports sciences* 28, 117-125.
- Barr, S.I., Costill, D.L., Fink, W.J., 1991. Fluid replacement during prolonged exercise: effects of water, saline, or no fluid. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23, 811-817.
- Binkley, H.M., Beckett, J., Casa, D.J., Kleiner, D.M., Plummer, P.E., 2002. National Athletic Trainers' Association position statement: exertional heat illnesses. *Journal of Athletic Training* 37, 329.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1999. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical methods in medical research* 8, 135-160.
- Bongers, C.C., Hopman, M.T., Eijsvogels, T.M., 2015. Using an Ingestible Telemetric Temperature Pill to Assess Gastrointestinal Temperature During Exercise. *J Vis Exp*.
- Byrne, C., Lim, C.L., 2007. The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. *British journal of sports medicine* 41, 126-133.
- Casa, D.J., Becker, S.M., Ganio, M.S., Brown, C.M., Yeargin, S.W., Roti, M.W., Siegler, J., Blowers, J.A., Glaviano, N.R., Huggins, R.A., 2007a. Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat. *Journal of athletic training* 42, 333.
- Challis, G.G., Kolb, J.C., 2010. Agreement between an ingestible telemetric sensor system and a mercury thermometer before and after linear regression correction. *Clinical Journal of Sport Medicine* 20, 53-57.



Gosselin, J., Béliveau, J., Hamel, M., Casa, D., Hosokawa, Y., Morais, J.A., Goulet, E.D., 2019. Wireless measurement of rectal temperature during exercise: Comparing an ingestible thermometric telemetric pill used as a suppository against a conventional rectal probe. *Journal of thermal biology* 83, 112-118.

Hunt, A.P., Stewart, I.B., 2008. Calibration of an ingestible temperature sensor. *Physiological measurement* 29, N71.

Montain, S.J., Coyle, E.F., 1992. Influence of graded dehydration on hyperthermia and cardiovascular drift during exercise. *Journal of applied physiology* 73, 1340-1350.

Moran, D.S., Mendal, L., 2002. Core temperature measurement: methods and current insights. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* 32, 879-885.

Robinson, T.A., Hawley, J.A., Palmer, G.S., Wilson, G.R., Gray, D.A., Noakes, T.D., Dennis, S.C., 1995. Water ingestion does not improve 1-h cycling performance in moderate ambient temperatures. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 71, 153-160.

Roxane, B., Ouma Chandrou, K., Pierre Alexandre, C., Christophe, C., Bruno, S., Stéphane, B., Hervé, N., Sébastien, M., Nicolas, B., 2018. Gastrointestinal thermal homogeneity and effect of cold water ingestion. *J Therm Biol* 78, 204-208.

Savoie, F.A., Dion, T., Asselin, A., Gariepy, C., Boucher, P.M., Berrigan, F., Goulet, E.D., 2015. Intestinal temperature does not reflect rectal temperature during prolonged, intense running with cold fluid ingestion. *Physiological measurement* 36, 259-272.

Wilkinson, D.M., Carter, J.M., Richmond, V.L., Blacker, S.D., Rayson, M.P., 2008. The effect of cool water ingestion on gastrointestinal pill temperature. *Medicine and science in sports and exercise* 40, 523.

## 2.8 Tables

**Table 1.**

Typical error of the estimates, coefficients of variation, 95% limits of agreement and estimated biases for water temperatures of 37.5, 38, 38.5, 39 and 39.5 °C for all 3 CTTs during 50 h of reuse.

Parameters	CTTP 1	CTTP 2	CTTP 3
TEE (°C)	± 0.05	± 0.07	± 0.07
CV (%)	± 0.14	± 0.18	± 0.19
95% LoA (°C)	± 0.10	± 0.13	± 0.14
Bias @ 37.5 °C	0.13	0.14	0.16
Bias @ 38 °C	0.11	0.12	0.13
Bias @ 38.5 °C	0.08	0.10	0.11
Bias @ 39 °C	0.05	0.08	0.08
Bias @ 39.5 °C	0.03	0.06	0.06

CTTP: CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill; CV: coefficient of variation; LoA: limit of agreement; TEE: typical error of the estimate.

**Table 2.**

Typical error of the estimates, coefficients of variation, 95% limits of agreement and estimated biases for water temperatures of 37.5, 38, 38.5, 39 and 39.5 °C for all 3 CTTPs during the first and last trial.

	TEE (°C)	CV (%)	95% LoA (°C)	R <sup>2</sup>	Bias (°C)				
					37.5 °C	38 °C	38.5 °C	39 °C	39.5 °C
<b>CTTP 1-First</b>	± 0.07	± 0.19	± 0.14	0.98	0.15	0.11	0.07	0.04	0.00
<b>CTTP 1-Last</b>	± 0.06	± 0.16	± 0.12	0.99	0.13	0.10	0.07	0.05	0.02
<b>CTTP 2-First</b>	± 0.07	± 0.18	± 0.13	0.98	0.13	0.10	0.08	0.05	0.03
<b>CTTP 2-Last</b>	± 0.07	± 0.19	± 0.14	0.98	0.25	0.22	0.18	0.14	0.10
<b>CTTP 3-First</b>	± 0.09	± 0.23	± 0.17	0.97	0.20	0.16	0.13	0.10	0.07
<b>CTTP 3-Last</b>	± 0.06	± 0.17	± 0.12	0.98	0.20	0.16	0.13	0.09	0.05

**CTTP:** CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill; **CV:** coefficient of variation; **First:** first experiment;

**Last:** last experiment; **LoA:** limit of agreement; **R<sup>2</sup>:** coefficient of determination; **TEE:** typical error of the estimate.

## 2.9 Figure legends

### Figure 1.

Patterns of changes in temperatures over time, along with the fluctuations observed from trials to trials, for the 1 (A), 2 (B), 3 (C), 4 (D) and 5 h (E) long protocols.

### Figure 2.

Pearson product-moment correlation coefficients and regression analyses between the reference method, i.e., the wired rectal probe, and CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill 1 (A), 2 (B) and 3 (C) over the 50 h of reuse. The dashed lines represent the lines of identity. Mean biases and 95% limits of agreement between the wired rectal probe and CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill 1 (D), 2 (E) and 3 (F) over the 50 h of reuse. The full lines represent the mean biases whereas the dashed lines represent the typical errors of the estimate of the mean biases.

### Figure 3.

Relationships between utilization time and biases between the wired rectal probe and CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill 1 (A), 2 (B) and 3 (C) across the entire 50 h of reuse.

### Figure 4.

Mean biases and 95% limits of agreement between the temperatures measured with the wired rectal probe and CorTemp<sup>TM</sup> telemetric pill 1 (A-B), 2 (C-D) and 3 (E-F) during the first and last trial.

2.9.1 Figures

Figure 1.

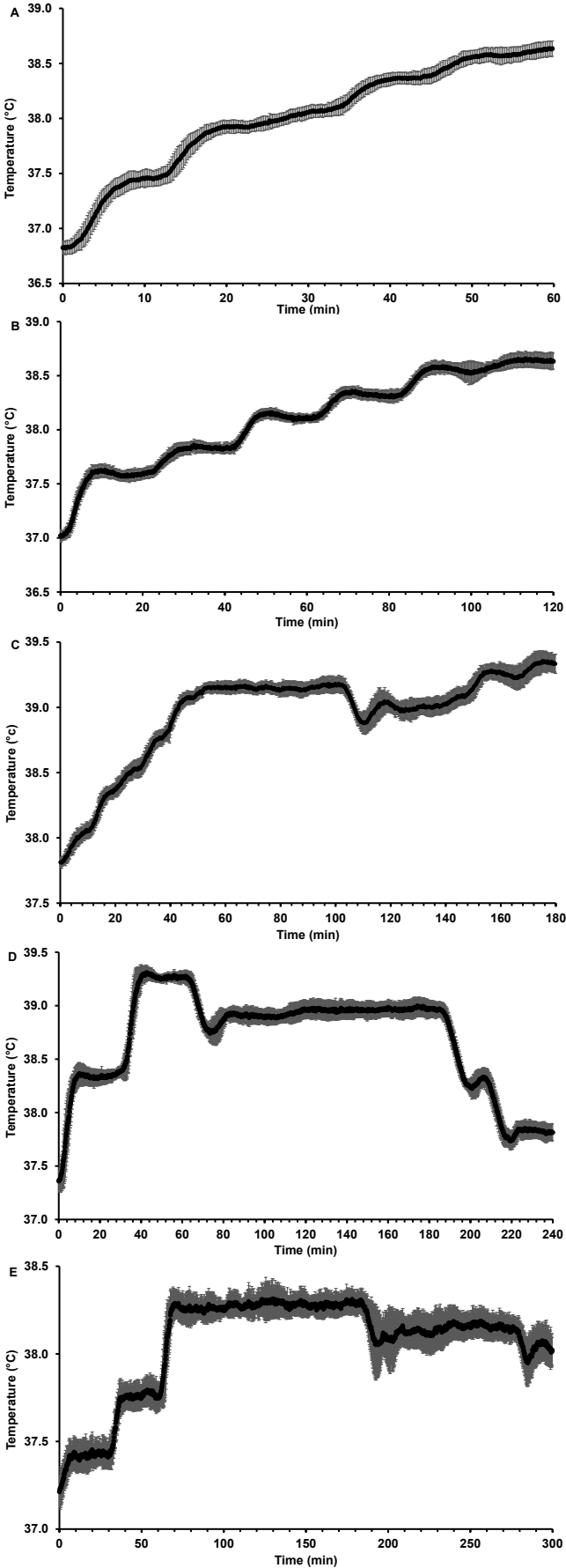
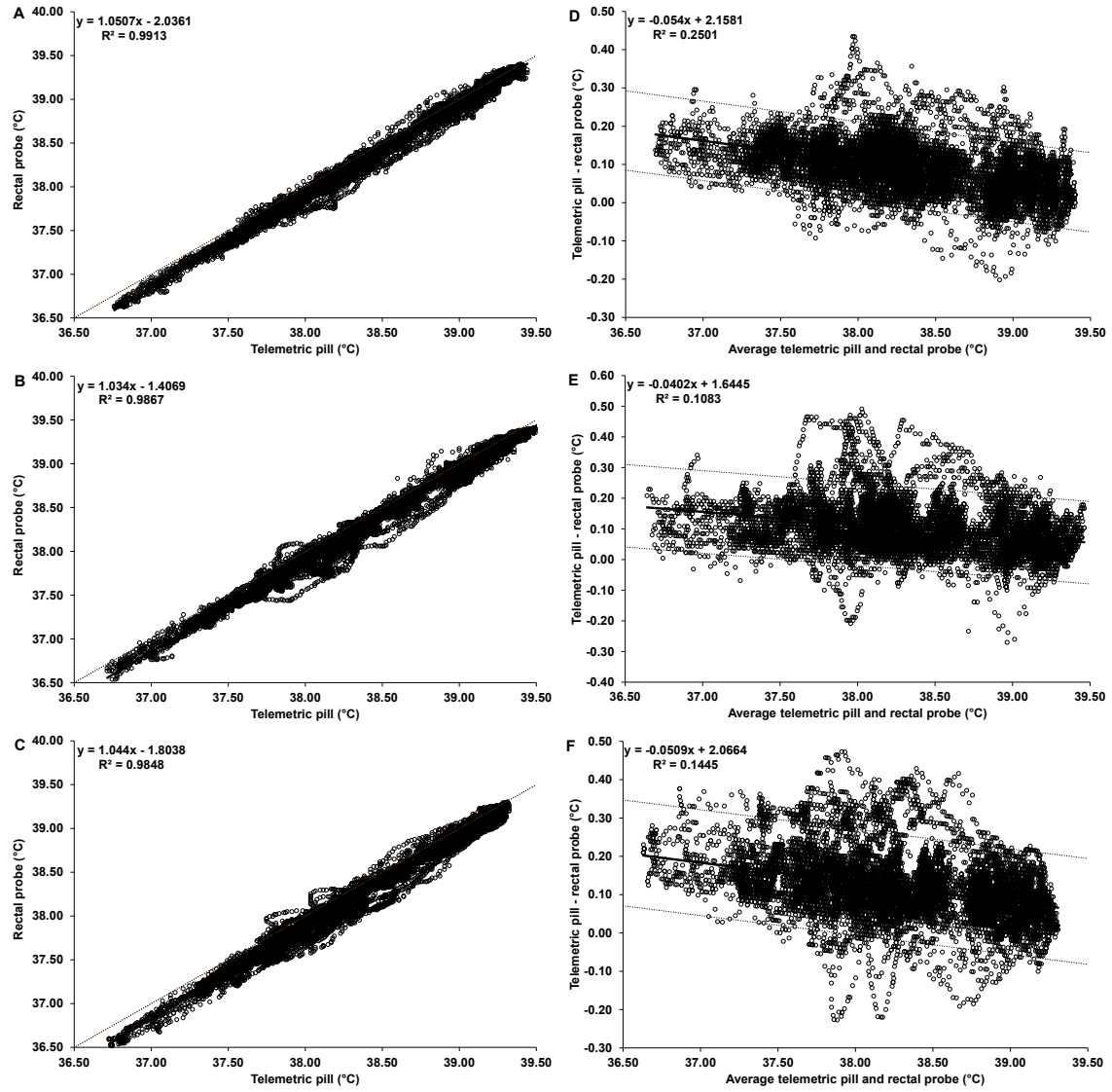


Figure 2.



**Figure 3**

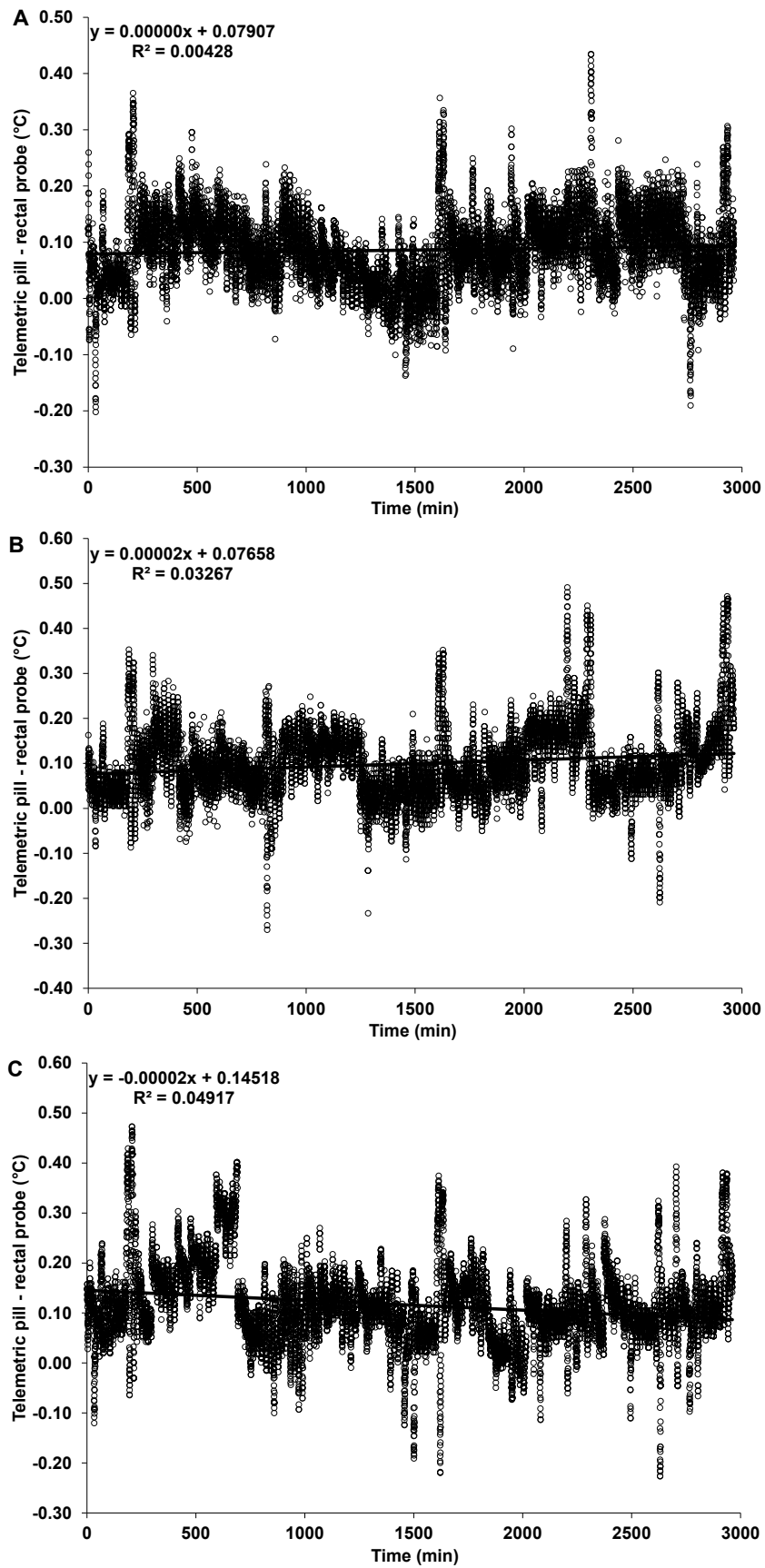
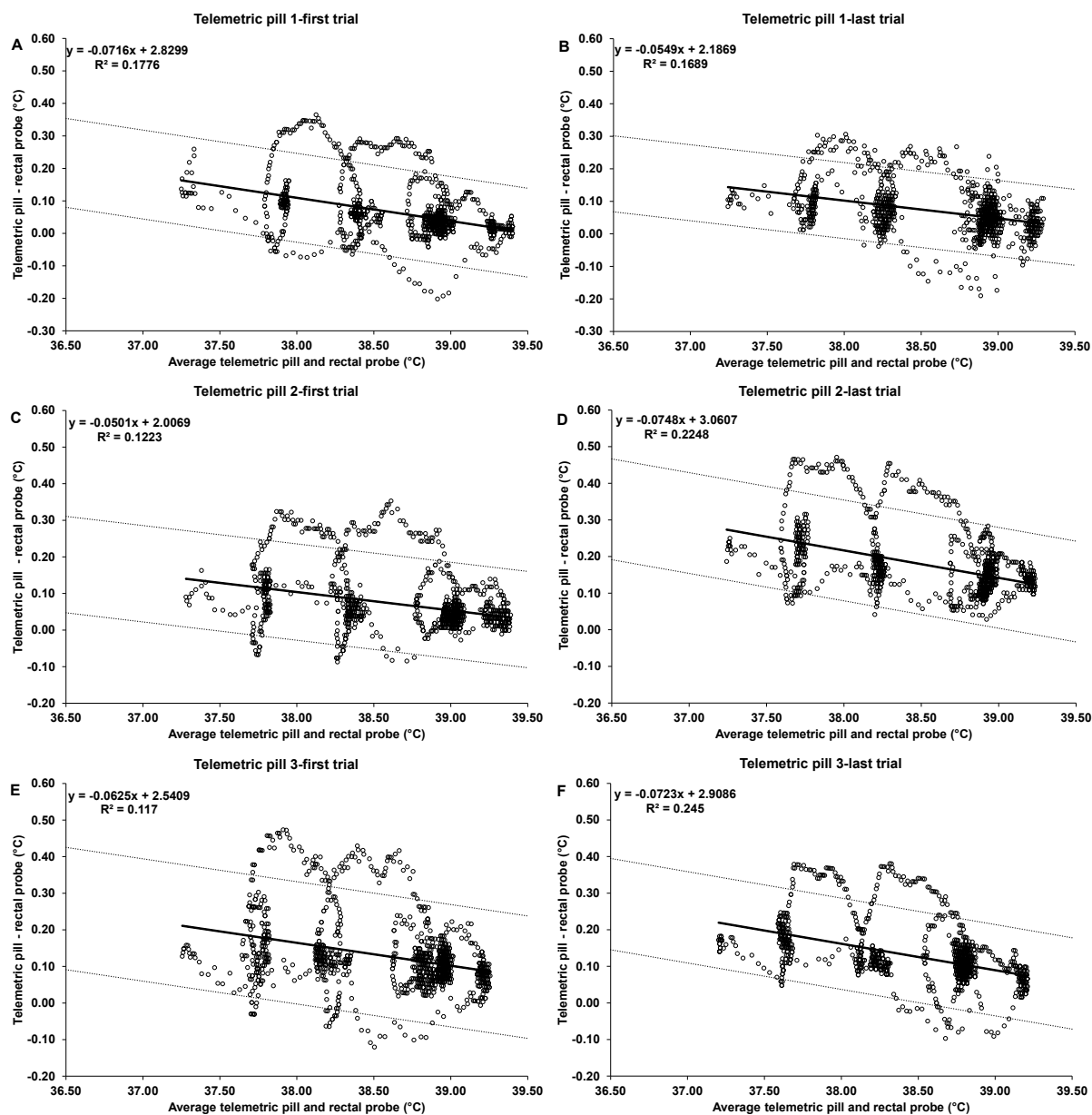


Figure 4





### 3. DISCUSSION

Dans la précédente discussion, nous avons abordé les bénéfices de la réutilisation de la sonde téléométrique afin de mesurer la température rectale, tant bien dans le domaine clinique, au sein des laboratoires que pratique, sur le terrain pour les entraîneurs et les athlètes amenés à monitorer la température corporelle au niveau rectal. En effet, lors d'expérimentations dans le cadre du contrôle du rythme circadien l'utilisation de la sonde téléométrique au niveau rectal peut endiguer différentes problématiques rencontrées lors de l'utilisation par voie orale pour la mesure de la température gastro-intestinale (temps d'ingestion de la sonde avant le début de l'étude/des mesures, localisation, expulsion précoce, défaillance, etc.). De plus, dans le contexte actuel avec la pandémie de la COVID-19 (ayant comme symptôme indicateur, l'état fébrile d'un individu caractérisé par une augmentation de la température corporelle), le milieu hospitalier pourrait obtenir un contrôle précis et continu de la température rectale pour les patients les plus à risque de développer des complications.

Dans le milieu sportif, les outils technologiques (montres connectées notamment) sont devenus des incontournables afin de monitorer la charge de travail ainsi que pour obtenir des variables physiologiques en direct et en continu durant l'effort. L'affichage de la température corporelle d'un individu sur sa montre serait une variable en plus qui pourrait faire l'objet d'un nouvel avancement dans le domaine. La popularisation des épreuves d'endurance et d'ultra endurance comme les marathons, les ultramarathons, les triathlons ou encore les épreuves cyclistes a permis de développer l'utilisation de protocoles d'acclimatation à la chaleur afin de réduire les risques de coup de chaleur, mais aussi d'améliorer les performances dans des conditions climatiques chaudes et humides (Garrett et al., 2019; Racinais et al., 2015). Comme discuté dans la revue de 2015 (Racinais) précédemment citée, les protocoles d'acclimatation à la chaleur peuvent être caractérisés selon leur durée, s'étendant de court (< 7 jours), à moyen (8-14 jours) et long (> 15 jours) et peuvent s'effectuer en laboratoire (*acclimation*) ou bien à l'extérieur (*acclimatization*). Cette dernière option offre l'avantage de reproduire au mieux les conditions spécifiques de compétition (Bergeron et al., 2012; Racinais et al., 2015). La réutilisation de la sonde téléométrique sur le terrain pourrait alors s'avérer d'une grande utilité dans ce contexte. De plus, il est démontré qu'un protocole d'acclimatation à la

chaleur dont l'intensité de l'exercice est fixée à une température rectale donnée (hyperthermie contrôlée préétablie de 38.5 °C) (Patterson et al., 2014; Patterson et al., 2004) permet d'optimiser les adaptations comparativement à des protocoles à intensité fixe ou personnellement ajusté (Garrett et al., 2019). Cette méthode d'adaptation à la chaleur est d'autant plus efficace pour les athlètes en période d'affûtage avant la compétition, car elle apporte les mêmes adaptations que des protocoles à intensité fixée lors de protocole d'acclimatation court. De plus, elle permet d'avoir une intensité moyenne plus faible durant le protocole ce qui préserve les athlètes d'une augmentation du volume de travail trop importante avant la compétition (Gibson et al., 2015). Ces protocoles s'effectuant sur plusieurs jours, la réutilisation de la sonde apporte un avantage pratique comparativement à la sonde câblée en plus de limiter les coûts économiques et environnementaux. Le contrôle de la température corporelle lors d'épreuves de longue durée pouvant s'effectuer dans des conditions climatiques parfois extrêmes et propices aux coups de chaleur, peut être utile afin d'avoir des données immédiates et ainsi éventuellement réguler son intensité ou parvenir à développer des techniques afin de faire diminuer sa température corporelle. L'utilisation de cette sonde télémétrique peut donc faire l'objet d'une utilisation unique (voie orale pour mesurer la température gastro-intestinale) ou d'une utilisation multiple (voie rectale).

## 4. CONCLUSION

Nos résultats démontrent la possibilité de réutiliser les sondes télémétriques CorTemp<sup>MC</sup> afin de mesurer la température rectale jusqu'à 50 heures d'utilisation. En effet, les données produites ont su montrer la validité des sondes télémétriques à travers les 50 heures d'utilisation par rapport à la sonde rectale câblée ainsi que la fidélité des résultats entre les premières et les dernières heures d'utilisation des sondes. Malgré une légère variabilité inter-sonde observée, les biais moyens restent tous en dessous du seuil de 0.27 °C fixé *a priori*. De plus, la diminution des biais en lien avec des températures plus élevées ajoute de la précision à la réutilisation des sondes par des sportifs afin de prévenir des coups de chaleur.

Bien que CorTemp HQ pourrait voir ici une perte potentielle de revenus due à la réutilisation de ses sondes, nous sommes certains que l'usage multiple pourrait au

contraire améliorer les ventes en permettant à l'utilisateur de choisir le mode d'utilisation qui s'adapte au mieux pour lui.

Nous sommes convaincus que les retombées ici vont être importantes dans les laboratoires s'intéressant à la mesure de la température corporelle au niveau rectal comme pour les athlètes ou les entraîneurs voulant réaliser des protocoles d'acclimatation sur le terrain ou simplement avoir une idée de la température corporelle des athlètes lors d'une épreuve afin de développer des stratégies de refroidissement, par exemple.

## RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Armstrong, L. E., Casa, D. J., Millard-Stafford, M., Moran, D. S., Pyne, S. W. et Roberts, W. O. (2007). Exertional Heat Illness during Training and Competition: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(3), 556-572.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31802fa199>
- Bergeron, M., Bahr, R., Bärtsch, P., Bourdon, L., Calbet, J., Carlsen, K., Castagna, O., González-Alonso, J., Lundby, C., Maughan, R., Millet, G., Mountjoy, M., Racinais, S., Rasmussen, P., Subudhi, A., Young, A., Soligard, T. et Engebretsen, L. (2012). International Olympic Committee consensus statement on thermoregulatory and altitude challenges for high-level athletes. *British Journal of Sports Medicine*, 46(11), 770-779. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091296>
- Binkley, H. M., Beckett, J., Casa, D. J., Kleiner, D. M. et Plummer, P. E. (2002). National Athletic Trainers' Association Position Statement: Exertional Heat Illnesses. *Journal of athletic training*, 37(3), 329–343.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164365/>
- Bongers, C. C. W. G., Hopman, M. T. E. et Eijssvogels, T. M. H. (2015). Using an Ingestible Telemetric Temperature Pill to Assess Gastrointestinal Temperature During Exercise. *Journal of Visualized Experiments*, (104), 53258.  
<https://doi.org/10.3791/53258>
- Bongers, C. C. W. G., Daanen, H. A. M., Bogerd, C. P., Hopman, M. T. E. et Eijssvogels, T. M. H. (2018). Validity, Reliability, and Inertia of Four Different Temperature Capsule Systems: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(1), 169-175. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001403>

- Bouchama, A. et Knochel, J. P. (2002). Heat Stroke. *New England Journal of Medicine*, 346(25), 1978-1988. [https://doi.org/ 10.1056/NEJMra011089](https://doi.org/10.1056/NEJMra011089)
- Byrne, C. et Lim, C. L. (2007). The ingestible telemetric body core temperature sensor: a review of validity and exercise applications. *British Journal of Sports Medicine*, 41(3), 126-133. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.026344>
- Casa, D. J., Becker, S. M., Ganio, M. S., Brown, C. M., Yeargin, S. W., Roti, M. W., ... Huggins, R. A. (2007a). Validity of devices that assess body temperature during outdoor exercise in the heat. *Journal of athletic training*, 42(3), 333-342.
- Casa, D. J., McDermott, B. P., Lee, E. C., Yeargin, S. W., Armstrong, L. E. et Maresh, C. M. (2007b). Cold Water Immersion: The Gold Standard for Exertional Heatstroke Treatment. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 141-149. <https://doi.org/10.1097/jes.0b013e3180a02bec>
- Challis, G. G. et Kolb, J. C. (2010). Agreement Between an Ingestible Telemetric Sensor System and a Mercury Thermometer Before and After Linear Regression Correction: *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(1), 53-57. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181c96837>
- Cheuvront, S. N., Carter, R. et Sawka, M. N. (2003). Fluid Balance and Endurance Exercise Performance: *Current Sports Medicine Reports*, 2(4), 202-208. <https://doi.org/10.1249/00149619-200308000-00006>
- Cotes, J. E. (1955). The role of body temperature in controlling ventilation during exercise in one normal subject breathing oxygen. *The Journal of Physiology*, 129(3), 554-563. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1955.sp005377>
- Demartini, J. K., Casa, D. J., Stearns, R., Belval, L., Crago, A., Davis, R. et Jardine, J. (2015). Effectiveness of Cold Water Immersion in the Treatment of Exertional

- Heat Stroke at the Falmouth Road Race: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(2), 240-245. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000409>
- Deshayes, T. A., De La Flore, A., Gosselin, J., Beliveau, J., Jeker, D. et Goulet, E. D. B. (2019). The Impact of an Ice Slurry-Induced Gastrointestinal Heat Sink on Gastrointestinal and Rectal Temperatures Following Exercise. *Sports*, 7(9), 198. <https://doi.org/10.3390/sports7090198>
- Easton, C., Fudge, B. W. et Pitsiladis, Y. P. (2007). Rectal, telemetry pill and tympanic membrane thermometry during exercise heat stress. *Journal of Thermal Biology*, 32(2), 78-86. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2006.10.004>
- Fulbrook, P. (1993). Core temperature measurement: A comparison of rectal, axillary and pulmonary artery blood temperature. *Intensive and Critical Care Nursing*, 9(4), 217-225. [https://doi.org/10.1016/S0964-3397\(05\)80002-3](https://doi.org/10.1016/S0964-3397(05)80002-3)
- Garrett, A. T., Dodd, E., Biddlecombe, V., Gleadall-Siddall, D., Burke, R., Shaw, J., Bray, J., Jones, H., Abt, G. et Gritt, J. (2019). Effectiveness of Short-Term Heat Acclimation on Intermittent Sprint Performance With Moderately Trained Females Controlling for Menstrual Cycle Phase. *Frontiers in Physiology*, 10, 1458. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01458>
- Gaudio, F. G. et Grissom, C. K. (2016). Cooling Methods in Heat Stroke. *The Journal of Emergency Medicine*, 50(4), 607-616. <https://doi.org/10.1016/j.jemermed.2015.09.014>
- Gibson, O. R., Mee, J. A., Tuttle, J. A., Taylor, L., Watt, P. W. et Maxwell, N. S. (2015). Isothermic and fixed intensity heat acclimation methods induce similar heat adaptation following short and long-term timescales. *Journal of Thermal Biology*, 49-50, 55-65. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2015.02.005>

- Gleeson, M. (1998). Temperature regulation during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 19 Suppl 2, S96-99. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971967>
- Gonzalez, R. R., Berglund, L. G. et Gagge, A. P. (1978). Indices of thermoregulatory strain for moderate exercise in the heat. *Journal of Applied Physiology*, 44(6), 889-899. <https://doi.org/10.1152/jappl.1978.44.6.889>
- Gosselin, J., Béliveau, J., Hamel, M., Casa, D., Hosokawa, Y., Morais, J. A. et Goulet, E. D. B. (2019). Wireless measurement of rectal temperature during exercise: Comparing an ingestible thermometric telemetric pill used as a suppository against a conventional rectal probe. *Journal of Thermal Biology*, 83, 112-118. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2019.05.010>
- Hardy, J. D. (1961). Physiology of Temperature Regulation. *Physiological Reviews*, 41(3), 521-606. <https://doi.org/10.1152/physrev.1961.41.3.521>
- Hawley, J. A., Hargreaves, M., Joyner, M. J. et Zierath, J. R. (2014). Integrative Biology of Exercise. *Cell*, 159(4), 738-749. <https://doi.org/10.1016/j.cell.2014.10.029>
- Hunt, A P et Stewart, I. B. (2008). Calibration of an ingestible temperature sensor. *Physiological Measurement*, 29(11), N71-N78. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/29/11/N01>
- José, G.-A., Mora-Rodríguez, R., Below, P. R. et Coyle, E. F. (1997). Dehydration markedly impairs cardiovascular function in hyperthermic endurance athletes during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 82(4), 1229-1236. <https://doi.org/10.1152/jappl.1997.82.4.1229>

- Knochel, J. et Reed, G. (1994). Disorders of heat regulation. *Maxwell & Kleeman's clinical disorders of fluid and electrolyte metabolism*. 5th ed. New York: McGraw-Hill, 1549-90.
- Ko, Y., Jung, J. Y., Kim, H.-T. et Lee, J.-Y. (2019). Auditory canal temperature measurement using a wearable device during sleep: Comparisons with rectal temperatures at 6, 10, and 14 cm depths. *Journal of Thermal Biology*, 85, 102410. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2019.102410>
- Lee, S. M. C., Laboratories, W. et Schneider, S. M. (2000). Core Temperature Measurement During Submaximal Exercise: Esophageal, Rectal, and Intestinal Temperatures, NASA.
- Leon, L. R. et Helwig, B. G. (2010). Heat stroke: Role of the systemic inflammatory response. *Journal of Applied Physiology*, 109(6), 1980-1988. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00301.2010>
- Lim, C. L., Byrne, C. et Lee, J. K. (2008). Human Thermoregulation and Measurement of Body Temperature in Exercise and Clinical Settings. *Annals Academy of Medicine Singapore*, 37(4), 347.
- Lipman, G. S., Gaudio, F. G., Eifling, K. P., Ellis, M. A., Otten, E. M. et Grissom, C. K. (2019). Wilderness Medical Society Clinical Practice Guidelines for the Prevention and Treatment of Heat Illness: 2019 Update. *Wilderness & Environmental Medicine*, 30(4), S33-S46. <https://doi.org/10.1016/j.wem.2018.10.004>
- Mackay, R. S. et Jacobson, B. (1957). Endoradiosonde. *Nature*, 179(4572), 1239-1240. <https://doi.org/10.1038/1791239a0>



- Marriott, B.M (1993). *Nutritional Needs in Hot Environments: Applications for Military Personnel in Field Operations*. National Academies Press.
- McKenzie, J. E. et Osgood, D. W. (2004). Validation of a new telemetric core temperature monitor. *Journal of Thermal Biology*, 29(7-8), 605-611.  
<https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2004.08.020>
- Moran, D. S. et Mendal, L. (2002). Core Temperature Measurement: Methods and Current Insights. *Sports Medicine*, 32(14), 879-885.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200232140-00001>
- Mündel, T., Carter, J. M., Wilkinson, D. M. et Jones, D. A. (2016). A comparison of rectal, oesophageal and gastro-intestinal tract temperatures during moderate-intensity cycling in temperate and hot conditions. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 36(1), 11-16. <https://doi.org/10.1111/cpf.12187>
- Nadel, E. R., Cafarelli, E., Roberts, M. F. et Wenger, C. B. (1979). Circulatory regulation during exercise in different ambient temperatures. *Journal of Applied Physiology*, 46(3), 430-437. <https://doi.org/10.1152/jappl.1979.46.3.430>
- Nielsen, B. et Nielsen, M. (1962). Body Temperature During Work at Different Environmental Temperatures. *Acta Physiologica Scandinavica*, 56(2), 120-129.  
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1962.tb02489.x>
- Nybo, L. et Nielsen, B. (2001). Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 91(3), 1055-1060.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2001.91.3.1055>
- Patterson, Mark J., Stocks, J. M. et Taylor, N. A. S. (2004). Sustained and generalized extracellular fluid expansion following heat acclimation: Plasma volume

- expansion following heat acclimation. *The Journal of Physiology*, 559(1), 327-334. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2004.063289>
- Patterson, M. J., Stocks, J. M. et Taylor, N. A. S. (2014). Whole-body fluid distribution in humans during dehydration and recovery, before and after humid-heat acclimation induced using controlled hyperthermia. *Acta Physiologica*, 210(4), 899-912. <https://doi.org/10.1111/apha.12214>
- Pušnik, I. et Miklavec, A. (2009). Dilemmas in Measurement of Human Body Temperature. *Instrumentation Science & Technology*, 37(5), 516-530. <https://doi.org/10.1080/10739140903149061>
- Racinais, S., Périard, J. D., Karlsen, A. et Nybo, L. (2015). Effect of Heat and Heat Acclimatization on Cycling Time Trial Performance and Pacing: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(3), 601-606. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000428>
- Roberts, W. O. (1994). Assessing Core Temperature in Collapsed Athletes: What's the Best Method? *The Physician and Sportsmedicine*, 22(8), 49-55. <https://doi.org/10.1080/00913847.1994.11947680>
- Sato, K. T., Kane, N. L., Soos, G., Gisolfi, C. V., Kondo, N. et Sato, K. (1996). Reexamination of tympanic membrane temperature as a core temperature. *Journal of Applied Physiology*, 80(4), 1233-1239. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.4.1233>
- Savoie, F. A., Dion, T., Asselin, A., Gariepy, C., Boucher, P. M., Berrigan, F. et Goulet, E. D. B. (2015). Intestinal temperature does not reflect rectal temperature during prolonged, intense running with cold fluid ingestion. *Physiological Measurement*, 36(2), 259-272. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/2/259>

- Sawka, M. N., & Wenger, C. B. (1988). Physiological responses to acute exercise-heat stress. ARMY RESEARCH INST OF ENVIRONMENTAL MEDICINE NATICK MA.
- Sawka, M., Wenger, C., Young, A. et Pandolf, K. (1993). Physiological responses to exercise in the heat. Nutritional needs in hot environments: applications for military personnel in field operations, 55.
- Sawka, M. N., Montain, S. J. et Latzka, W. A. (2001). Hydration effects on thermoregulation and performance in the heat. *Comparative Biochemistry and Physiology Part A: Molecular & Integrative Physiology*, 128(4), 679-690.
- Shapiro, Y. et Seidman, D. S. (1990). Field and clinical observations of exertional heat stroke patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(1), 6-14.
- Tabor, M. W., Blaho, D. M. et Schriver, W. R. (1981). Tympanic membrane perforation: Complication of tympanic thermometry during general anesthesia. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 51(6), 581-583.  
[https://doi.org/10.1016/S0030-4220\(81\)80003-5](https://doi.org/10.1016/S0030-4220(81)80003-5)
- Taylor, N. A. S., Tipton, M. J. et Kenny, G. P. (2014). Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures. *Journal of Thermal Biology*, 46, 72-101. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2014.10.006>
- Teunissen, L. P. J., de Haan, A., de Koning, J. J. et Daanen, H. A. M. (2012). Telemetry pill versus rectal and esophageal temperature during extreme rates of exercise-induced core temperature change. *Physiological Measurement*, 33(6), 915-924.  
<https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/915>
- Wilkinson, D. M., Carter, J. M., Richmond, V. L., Blacker, S. D. et Rayson, M. P. (2008). The Effect of Cool Water Ingestion on Gastrointestinal Pill

Temperature: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(3), 523-528.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31815cc43e>

Wyndham, C. H. (1965). Role of skin and of core temperatures in man's temperature regulation. *Journal of Applied Physiology*, 20(1), 31-36.

<https://doi.org/10.1152/jappl.1965.20.1.31>

## **ANNEXE A :**

### **Montage d'une sonde télémétrique sous forme de suppositoire**



1-Insérer au fond d'un préservatif la sonde télémétrique.



2-Faire tourner dans le sens contraire la sonde et le préservatif afin de faciliter la réalisation du nœud.

3-Réaliser un nœud de sorte que la sonde soit au bout du préservatif sans bulle.

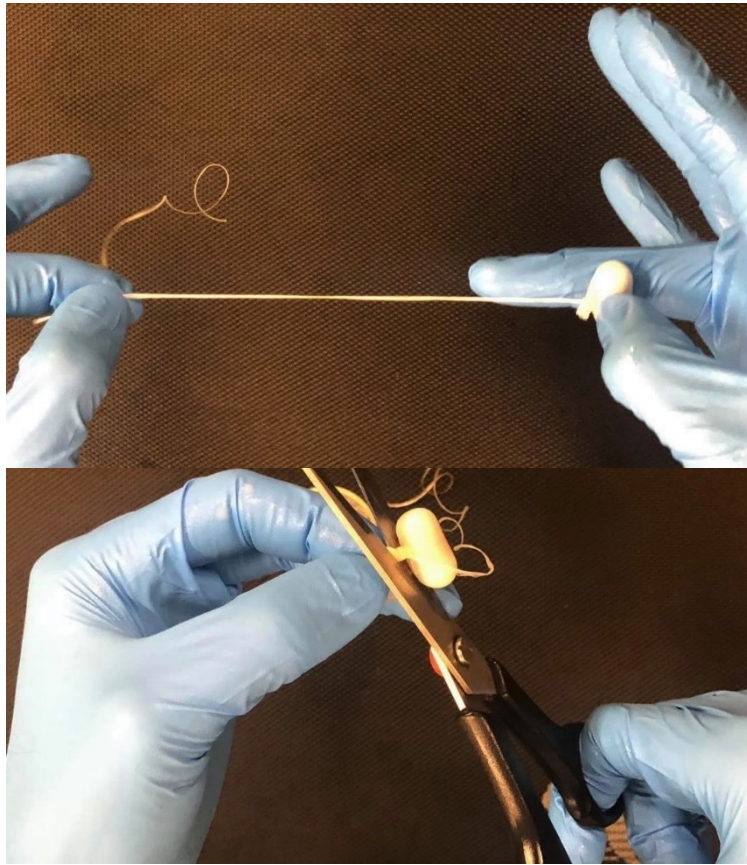


4-Fixer grâce à 2 à 3 nœuds une soie dentaire entre la sonde et le nœud.



5-Couper l'excédent de préservatif à 5 mm du nœud environ.

6- Tester la solidité du montage.



7-Laisser le sujet insérer la sonde à l'intérieur du rectum à l'aide d'un gant et de lubrifiant.

8-Tirer sur la soie dentaire pour retirer la sonde et la désinfecter.



## **ANNEXE B :**

### **Connecteur en silicone**





## ANNEXE C :



UNIVERSITÉ DE  
**SHERBROOKE**

Faculté des sciences de l'activité physique  
Département de kinanthropologie  
Programme de maîtrise en sciences de l'activité physique

### Autorisation d'intégrer un article dans un mémoire

Par la présente, chacune et chacun des coauteurs de l'article intitulé et dont le nom et les signatures sont apposés ci-contre :

Titre de l'article :

Validity and Reliability of the CorTemp™ Telemetric Pill during 50 h of Reuse in a Circulating Water Bath.

Sonde télémétrique CorTemp™ : Évaluation de sa capacité de réutilisation pendant une période de 50 heures en bain-marie.

Acceptent que celui-ci soit intégré au mémoire de maîtrise de Nom de l'étudiante ou de l'étudiant du programme de maîtrise en sciences de l'activité physique de la Faculté des sciences de l'activité physique de l'Université de Sherbrooke.

Nom :	Éric Goulet	Date :	17-09-20
Signature :			
Nom :	Jonathan Gosselin	Date :	15/09/2020
Signature :			
Nom :	Thomas Deshayes	Date :	16/09/2020
Signature :			